

Aus der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik
Klinik für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie an der
Universität Tübingen

**Biomechanisch-optische Analyse des Einflusses der
Konfiguration einer Sehnenrekonstruktion auf seine
physikalischen Eigenschaften am Beispiel einer
modifizierten Kessler-Naht.**

**Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin**

**der Medizinischen Fakultät
der Eberhard Karls Universität
zu Tübingen**

vorgelegt von

Christopher Linsel

2020

Dekan: Professor Dr. B. Pichler

1. Berichterstatter: Prof. Dr. A. Ateschrang

2. Berichterstatter: Prof. Dr. U. Liener

Tag der Disputation: 14.12.2020

Für meinen Großvater
Prof. Dr. Hermann Linsel

Tempora mutantur, nos et mutamur in illis.

ANMERKUNG

In dieser Arbeit wird der Begriff „der Elastizitätsmodul“ bzw. sein Plural „die Elastizitätsmoduln“ genutzt. „Der Modul“, m , Plural „die Moduln“, bezeichnet hierbei eine Materialeigenschaft und ist in der technischen Mechanik gebräuchlich. Der Begriff ist nicht mit dem Wort „das Modul“, f , „die Module“ für einen komponentenweisen Aufbau bzw. einen Maschinenteil zu verwechseln.

Der Elastizitätsmodul wird mit dem Formelbuchstaben „E“ bezeichnet und mit der Einheit N/mm^2 angegeben, folglich: der Elastizitätsmodul E [N/mm^2].

Weiterhin wird in dieser Arbeit zur besseren Lesbarkeit bei personenbezogenen Bezeichnungen die Sprachform des generischen Maskulinums angewandt. Es wird an dieser Stelle darauf hingewiesen, dass die ausschließliche Verwendung der männlichen Form geschlechtsunabhängig verstanden werden soll.

INHALTSVERZEICHNIS

| | |
|--|-----------|
| 1. EINLEITUNG | 1 |
| 1.1. DIE ACHILLESSEHNE | 2 |
| 1.1.1. Anatomie | 2 |
| 1.1.2. Biomechanik der Achillessehne | 6 |
| 1.1.3. Trauma und Pathophysiologie | 11 |
| 1.2. DIAGNOSTIK, THERAPIE UND REHABILITATION VON ACHILLESSEHNENRUPTUREN | 15 |
| 1.2.1. Diagnostik | 15 |
| 1.2.2. Therapie und Rehabilitation | 20 |
| 1.2.3. Zusammenfassende Betrachtung der Therapietechniken | 28 |
| 1.3. LITERATURRECHERCHE | 30 |
| 1.3.1. Schlagwörter | 30 |
| 1.3.2. Durchführung der Literaturrecherche | 31 |
| 1.3.3. Literaturaufbereitung | 32 |
| 1.4. FORSCHUNGSFRAGE | 33 |
| 1.4.1. Abgrenzung von verwandten Themen | 34 |
| 2. METHODIK | 35 |
| 2.1. MATERIAL | 35 |
| 2.1.1. Sehnenmaterial | 36 |
| 2.1.2. Nahtmaterial | 37 |
| 2.1.3. Versuchsaufbau | 38 |
| 2.2. METHODEN | 44 |
| 2.2.1. Auswahl der Nahttechnik | 44 |
| 2.2.2. Auswahl des Testverfahrens | 48 |
| 2.2.3. Auswahl der Testkriterien | 49 |
| 2.3. VERSUCHSDURCHFÜHRUNG | 50 |
| 2.3.1. Manuelle Durchführung | 50 |
| 2.3.2. Dokumentation | 54 |
| 2.4. STATISTIK | 58 |
| 2.4.1. Deskriptive Statistik | 58 |
| 2.4.2. Schließende Statistik | 58 |
| 2.4.3. Verteilungsanalyse | 59 |
| 3. ERGEBNISSE | 61 |
| 3.1. DESKRIPTIVE STATISTIK | 61 |
| 3.1.1. Maximale Zugkraft F_{max} [N] | 62 |
| 3.1.2. Dehiszenzkraft F_{3mm} [N] | 63 |

| | | |
|-------------|---|-------------|
| 3.1.3. | Steifigkeit [N/mm] | 64 |
| 3.1.4. | Setzverhalten [%] | 65 |
| 3.1.5. | Elastizität [%] | 66 |
| 3.1.6. | Querschnittsfläche A [mm ²] | 67 |
| 3.1.7. | Spannung σ [N/mm ²] | 68 |
| 3.1.8. | Elongation ϵ [mm/mm] | 69 |
| 3.1.9. | Elastizitätsmodul E [N/mm ²] | 70 |
| 3.2. | SCHLIEßENDE STATISTIK | 71 |
| 3.2.1. | Verteilungsanalyse | 72 |
| 3.2.2. | $\log F_{3mm}$ - Mittelwertvergleich auf Nicht-Unterlegenheit | 77 |
| 3.2.3. | F_{max} [N] - Mittelwertvergleich auf Überlegenheit | 78 |
| 3.2.4. | Ergebnis der schließenden Statistik | 79 |
| 4. | DISKUSSION | 80 |
| 4.1. | BEZUG ZU HYPOTHESEN UND FORSCHUNGSFRAGE | 80 |
| 4.2. | FEHLERANALYSE | 82 |
| 4.2.1. | Mensch | 82 |
| 4.2.2. | Material | 82 |
| 4.2.3. | Maschine | 83 |
| 4.2.4. | Methoden | 83 |
| 4.3. | BEZUG ZUM AKTUELLEN FORSCHUNGSSTAND | 84 |
| 4.4. | BIOMECHANISCHE ÜBERLEGUNGEN ZUR VARIERTEN KIRCHMAYR-KESSLER-NAHT | 106 |
| 4.5. | FAZIT | 113 |
| 5. | ZUSAMMENFASSUNG | 114 |
| 6. | LITERATURVERZEICHNIS | 116 |
| 7. | ANHÄNGE | VII |
| 7.1. | MESSWERTE UND BERECHNUNGEN | VIII |
| 7.2. | HISTOGRAMME | XVI |
| 7.3. | TABELLEN ZUR DESKRIPTIVEN STATISTIK | XX |
| 7.4. | ERGEBNISSE DER TESTS AM FADENMATERIAL | XXI |
| 7.5. | TABELLEN MIT MESSWERTEN FÜR F_{MAX} [N] DER FADENVERSUCHE | XXIV |
| 8. | ERKLÄRUNG ZUM EIGENANTEIL | 124 |
| 9. | DANKSAGUNG | 125 |

Abbildungsverzeichnis

| | |
|--|-----|
| Abbildung 1 - Anatomie des dorsalen Unterschenkels | 3 |
| Abbildung 2 - Schematik des Aufbaus einer Sehne | 5 |
| Abbildung 3 - Skizze der biomechanischen Verhältnisse am Fuß | 6 |
| Abbildung 4 - Freikörperbild der Kraftverhältnisse am oberen Sprunggelenk | 7 |
| Abbildung 5 - Thompson-Test | 16 |
| Abbildung 6 - Matles-Test | 17 |
| Abbildung 7 - MRT-Bild einer rupturierten Achillessehne | 19 |
| Abbildung 8 - Adimed Vario Stabil®, Achillessehnenentlastungsschuh | 21 |
| Abbildung 9 - Präparation des Schweinefußes..... | 37 |
| Abbildung 10 - Materialprüfmaschine Zwicky-Line 2,5kN in der Versuchsanordnung... | 39 |
| Abbildung 11 - Bestandteile der Fixierung, Gewebetunnel | 40 |
| Abbildung 12 - Montagebeispiel | 40 |
| Abbildung 13 - Haltevorrichtung während eines Zugversuches | 40 |
| Abbildung 14 - PONTOS 5M Vermessungssystem..... | 42 |
| Abbildung 15 - Rechneinheiten während der Versuchsdurchführung | 43 |
| Abbildung 16 - Schema des Laboraufbau | 43 |
| Abbildung 17 - Schematische Darstellung der Nahtkonfiguration nach Kessler..... | 46 |
| Abbildung 18 - Modifikation nach Pennington | 47 |
| Abbildung 19 - Schematische Darstellung der Fadenführung..... | 48 |
| Abbildung 20 - Grafische Darstellung der Testphasen | 52 |
| Abbildung 21 - Durchführung der Naht..... | 53 |
| Abbildung 22 - Dehiszenz der Sehne-Naht-Konstruktion im Versuchsaufbau..... | 55 |
| Abbildung 23 - Messwerte Elongation [mm/mm], Dehiszenz [mm], Elastizität [%] | 57 |
| Abbildung 24 - Boxplots der Messergebnisse für F_{\max} [N] | 62 |
| Abbildung 25 - Boxplots der Messergebnisse für $F_{3\text{mm}}$ [N] | 63 |
| Abbildung 26 - Boxplots der Messergebnisse für Steifigkeit [N/mm]..... | 64 |
| Abbildung 27 - Boxplots der Messergebnisse für Setzverhalten [%] | 65 |
| Abbildung 28 - Boxplots der Messergebnisse für Elastizität [%]..... | 66 |
| Abbildung 29 - Boxplots der Messergebnisse für Querschnittsfläche A [mm ²] | 67 |
| Abbildung 30 - Boxplots der Messwerte für Spannung σ [N/mm ²] | 68 |
| Abbildung 31 - Boxplots der Messerte für Elongation ϵ [mm/mm] | 69 |
| Abbildung 32 - Boxplots der Messwerte für Elastizitätsmodul E [N/mm ²] | 70 |
| Abbildung 33 - Histogramme für F_{\max} [N] mit Normalverteilungskurve | 72 |
| Abbildung 34 - Histogramme für $F_{3\text{mm}}$ [N] mit Normalverteilungskurve | 74 |
| Abbildung 35 - Histogramme für $\log F_{3\text{mm}}$ mit Normalverteilungskurve | 75 |
| Abbildung 36 - Fadenführung der Schlaufenanker im Querschnitt | 107 |
| Abbildung 37 - Fadenführung im Sagittalschnitt vor und während der Belastung | 108 |
| Abbildung 38 - Tests am Fadenmaterial..... | 109 |
| Abbildung 39 - Versuche an Orthocord® | 111 |
| Abbildung 40 - Histogramme für die Maximalkraft F_{\max} [N] | XVI |

| | |
|---|-------|
| Abbildung 41 - Histogramme für die Dehiszenzkraft F_{3mm} [N] | XVI |
| Abbildung 42 - Histogramme für die logarithmierte Dehiszenzkraft $\log F_{3mm}$ | XVI |
| Abbildung 43 - Histogramme für die Steifigkeit [N/mm] | XVII |
| Abbildung 44 - Histogramme für das Setzverhalten [%] | XVII |
| Abbildung 45 - Histogramme für die Elastizität [%] | XVII |
| Abbildung 46 - Histogramme für die Querschnittsfläche A [mm ²] | XVIII |
| Abbildung 47 - Histogramme für die Spannung σ [N/mm ²] | XVIII |
| Abbildung 48 - Histogramme für die Elongation ϵ [mm/mm] | XVIII |
| Abbildung 49 - Histogramme für den Elastizitätsmodul E [N/mm ²] | XIX |
| Abbildung 50 - Boxplots für die F_{max} [N] der Fadenversuche | XXI |
| Abbildung 51 - Histogramme für die F_{max} [N] der Fadenversuche | XXII |
| Abbildung 52 - Histogramme für F_{max} [N] der Fadenversuche für Orthocord® | XXIII |

Tabellenverzeichnis

| | |
|---|------|
| Tabelle 1 - Indikationen zur operativen Therapie nach Pagenstert [51]..... | 23 |
| Tabelle 2 - MeSH-Terms und Suchbegriffe für die Literaturrecherche..... | 31 |
| Tabelle 3 - Test auf Normalverteilung für F_{\max} [N] | 73 |
| Tabelle 4 - Tests auf Normalverteilung für $F_{3\text{mm}}$ [N]..... | 74 |
| Tabelle 5 - Test auf Normalverteilung für $\log F_{3\text{mm}}$ | 76 |
| Tabelle 6 - Mittelwertvergleich $F_{3\text{mm}}$ [N] | 77 |
| Tabelle 7 - Einseitiger t-Test für $\log F_{3\text{mm}}$ auf Nicht-Unterlegenheit..... | 77 |
| Tabelle 8 - Gruppenstatistiken für F_{\max} [N] | 78 |
| Tabelle 9 - t-Test für F_{\max} [N] | 78 |
| Tabelle 10 - Literaturvergleich für Versuche an locking-loop-Methoden..... | 100 |
| Tabelle 11 - Literaturvergleich für Versuche an grasping-loop-Methoden..... | 102 |
| Tabelle 12 - F_{\max} [N] in Abhängigkeit vom Fadenmaterial | 109 |
| Tabelle 13 - Maximalkraft F_{\max} [N] in Abhängigkeit von der Konfiguration | 111 |
| Tabelle 14 - Maximalkraft F_{\max} [N], Dehiszenzkraft $F_{3\text{mm}}$ [N] und $\log F_{3\text{mm}}$ | VIII |
| Tabelle 15 - Setzverhalten [%], Steifigkeit [N/mm] und Elongation ϵ [mm/mm] | X |
| Tabelle 16 - Spannung σ [N/mm ²], Elastizität [%], Elastizitätsmodul E [N/mm ²]..... | XII |
| Tabelle 17 - Fläche A [mm ²] und Nahtzeit [s] | XIV |
| Tabelle 18 - Mittelwerte \bar{x} und Standardabweichung SD..... | XX |
| Tabelle 19 - Mediane x | XX |
| Tabelle 20 - Minima und Maxima..... | XX |
| Tabelle 21 - Tabelle mit Messwerten für F_{\max} [N] der Fadenversuche | XXIV |

Abkürzungsverzeichnis

| | |
|------------------------|--|
| A..... | arteria, [lat.] Arterie |
| BMI..... | Body-Maß-Index |
| bzgl..... | bezüglich |
| bzw..... | beziehungsweise |
| ca..... | circa |
| dmK..... | doppelt-modifizierte Kessler-Naht |
| et al. | et alii, [lat.] und andere |
| f. | folgend |
| F _{3mm} | Dehisenzkraft |
| ff. | folgende Seiten |
| F _{max} | Maximalkraft |
| FT | Fibertape |
| FW..... | Fiberwire |
| IQR | Interquartilsabstand |
| Ligg..... | ligamenta (Plural, ligamentum, [lat.] Band) |
| LT | LabralTape |
| M..... | musculus, [lat.] Muskel |
| MeSH | Medical Subject Heading |
| MRT..... | Magnetresonanztomographie |
| N. | nervus, [lat.] Nerv |
| n. Chr..... | nach Christus |
| NCBI | National Center of Biotechnology Information |
| OC | Orthocord |
| p | Signifikanzwert |
| Q1 | 1. Quartil |
| Q3 | 3. Quartil |
| RNA..... | Ribonukleinsäure |
| S. | Seite |
| SD..... | Standardabweichung |
| t | Zeit |
| USP..... | United States Pharmacopeia |
| V. | Vena, [lat.] Vene |
| v.Chr..... | vor Christus |
| v.l.n.r..... | von links nach rechts |
| VarK..... | Varianzkoeffizient |
| vdmK..... | varierte doppelt-modifizierte Kessler-Naht |
| vgl..... | vergleiche |
| vs..... | versus |
| z.B. | zum Beispiel |

1. EINLEITUNG

„Es war ein unangenehmes Geräusch. Es klang wie eine Mischung aus dem lauten Reißen eines Klettverschlusses, dicht gefolgt von einem Peitschenknall.“ - so berichtet es der Zeuge eines traumatischen Achillessehnenrisses. Diese Sehnenruptur stellt bis heute eine seltene, aber umso schwerwiegendere Verletzung im Sport dar. Sie steht synonym für eine langwierige und schwierige Therapie. Vor allem in der Vergangenheit besiegelte sie oftmals das Ende einer sportlichen Karriere oder entsprechender Ambitionen.

Älteste Beschreibungen der Achillessehne gehen auf den griechischen Arzt Hippokrates (460-377 v.Chr.) zurück. Er schrieb: „[D]iese Sehne, wenn verletzt oder zerschnitten, führt zu akutesten Fiebern, verwirrt den Geist und bringt schließlich den Tod“ [6]. Er selbst bezeichnete die Sehne zu seiner Zeit als *neura megala* (große Nerven). Unter anderem Galen (129-199 n. Chr.), als *nervus ossis calcis*, und Avicenna (980-1037), als *chorda magna Hippocratis*, griffen diese bedeutende Struktur in ihren Schriften auf. Andreas Vesalius führte erstmals den Begriff „*tendo*“ für die Sehne in seinem Werk *De corporis humani libri septem* ein. Die erste Bezeichnung als Achillessehne lieferte Jean-Louis Petit im Jahr 1705, als er die Sehne in seinem Buch *L'art de guerir des maladies des os* mit dem Namen „*tendon d'Achille*“ beschrieb. In der aktuellen *Terminologica Anatomica* erhielt sie schließlich ihren heute gültigen Namen *tendo calcaneus*. Das Eponym Achillessehne wurde als inoffizielle Bezeichnung aufgenommen [7].

Ihr Namensgeber Achilles, Held der griechischen Mythologie und Sohn der Nymphe Thetis, galt als unverwundbar. Als einzige verletzliche Stelle seines Körpers stellte sich die Ferse heraus, an der seine Mutter den späteren Krieger hielt, während sie ihn in den Fluss Styx tauchte, um ihn unverwundbar zu machen. Der Begriff „Achillesferse“ ist heute ein geflügeltes Wort für menschliche Schwachstellen [8].

Die akute Ruptur dieser anatomischen Struktur durch mechanische Einflüsse und ihre operative Versorgung sollen in dieser Arbeit wissenschaftlich beleuchtet werden. Dazu werden zunächst die anatomischen Gegebenheiten und die biomechanische Funktion der Achillessehne erläutert und anschließend auf die pathophysiologischen Grundlagen der Sehnenruptur bezogen. Außerdem erfolgt ein Einblick in die Diagnostik der Verletzung. Im Hauptteil dieser Arbeit wird dann die Therapie mit der modifizierten Kirchmayr-Kessler-Nahttechnik mit ihrer geometrischen Variationsform biomechanisch verglichen.

1.1. DIE ACHILLESSEHNE

Um die Bedeutung der Achillessehne für den menschlichen Gang und den Stand zu verdeutlichen, erfolgt zunächst die Betrachtung der anatomischen Verhältnisse am Unterschenkel. Sie bildet die Grundlage für das Verständnis der Biomechanik dieser bedeutenden Struktur.

1.1.1. Anatomie

Die Knochen des Unterschenkels

Das knöcherne Gerüst des Unterschenkels wird durch *Tibia* und *Fibula* gebildet. Diese beiden Röhrenknochen sind über eine *Membrana interossea cruris* bindegewebig miteinander verbunden. Eine zusätzliche Fixierung der schlanken *Fibula* an die wesentlich kräftigere *Tibia* bilden proximal die *Ligg. capitis fibulae anterior et posterior* sowie distal die *Syndesmosis tibiofibularis*.

Den Großteil der Lastübertragung von *Femur* auf das Fußgewölbe übernimmt die *Tibia* [1]. Sie ist am *Tibiaplateau* über das Knie gelenkig mit dem *Femur* verbunden. Die *Fibula* hat hieran keinen Anteil. Sie bildet distal mit der *Tibia* die *Malleolengabel*. Darin eingefasst befindet sich der *Talus*, wodurch das obere Sprunggelenk gebildet wird. Das untere Sprunggelenk bilden anschließend *Talus* und *Calcaneus*. Diese gehören bereits zu den Fußwurzelknochen.

Die oberflächlichen Flexoren des Unterschenkels

Der *M. triceps surae* gilt als der stärkste Fußsenker [9], der sich aus zwei Anteilen zusammensetzt: Zum einen aus dem oberflächlichen *M. gastrocnemius*, bestehend aus einem *Caput laterale* mit Ursprung am *Epicondylus laterale* des *Femurs*, zum anderen einem *Caput mediale* mit Ursprung am *Epicondylus mediale*. Zusätzlich sind die Ursprünge der beiden Köpfe mit der Kapsel des Kniegelenks verwachsen. Seine Muskelfasern verlaufen fächerförmig von proximal-lateral bzw. medial nach distal auf die Mitte des dorsalen Unterschenkels zu.

Den anderen Teil bildet der tiefer gelegene *M. soleus*, welcher sowohl am proximalen Drittel der *Fibula* am *Arcus tendinosus musculi solei* sowie an der dorsalen *Tibia* entlang der *Linea musculi solei* entspringt. Die Endsehnen beider Muskeln vereinigen sich zur Achillessehne. Es bildet sich die funktionelle Einheit des *M. triceps surae*.

Der *M. triceps surae* überspannt mit dem *M. gastrocnemius* sowohl das Kniegelenk als auch das obere und untere Sprunggelenk, während der *M. soleus* ausschließlich über das obere und untere Sprunggelenk hinwegzieht. Der Muskel ermöglicht vor allem die Plantarflexion. Durch seinen Ansatz medial der Achse des unteren Sprunggelenks ist er ebenfalls für die Inversion des Rückfußes verantwortlich und zählt daher zusätzlich zu den Supinatoren. Außerdem hat der *M. gastrocnemius* durch seinen Ursprung an den *Femurkondylen* die Fähigkeit zur Flexion im Kniegelenk [1].

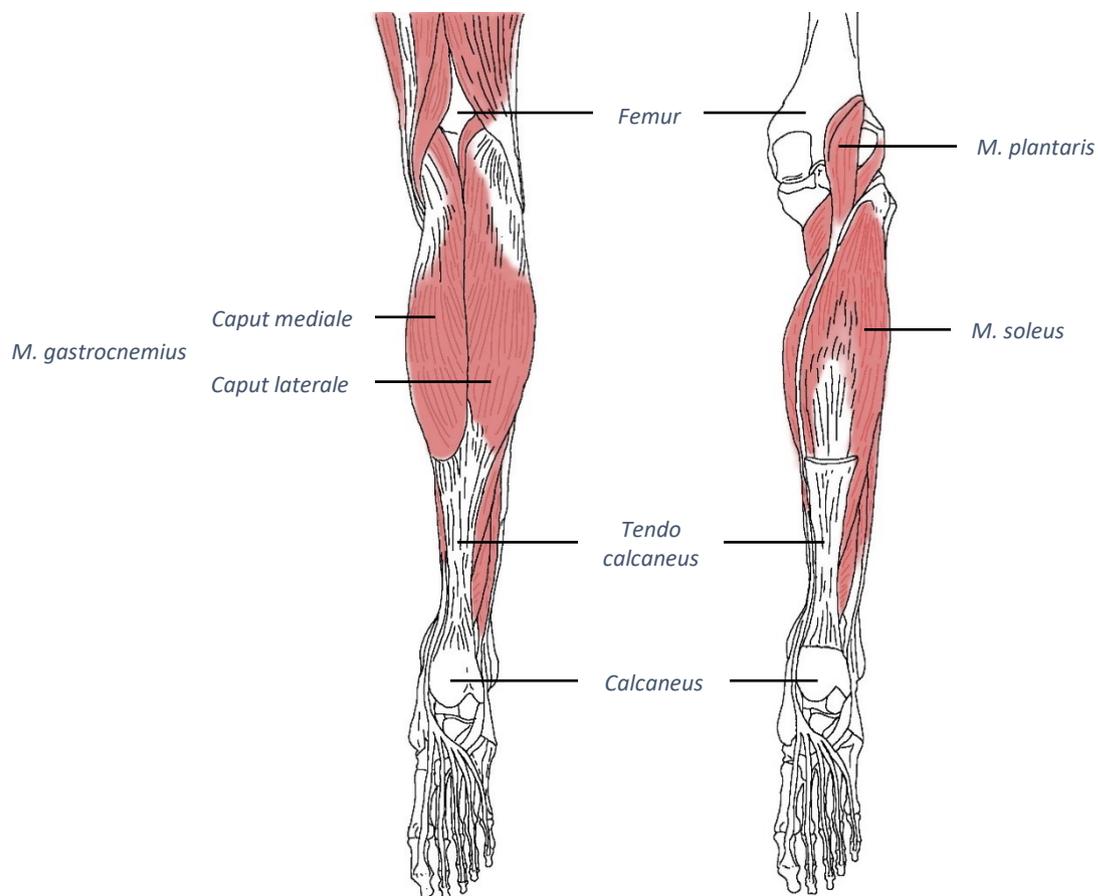


Abbildung 1 - Anatomie des dorsalen Unterschenkels. Auf der rechten Seite ist der *M. gastrocnemius* unterhalb des muskulotendinösen Übergangs abgesetzt, hierdurch wird der Blick auf den *M. soleus* frei. Zeichnung adaptiert nach Aumüller [1]

In unmittelbarer Nachbarschaft verläuft der *M. plantaris*. Er entspringt an der *Linea supracondylaris* des Femurs und zieht von dort aus mit einem kurzen Muskelbauch über eine lange Sehne ebenfalls zum *Tuber calcanei*. Durch seinen geringen Muskelquerschnitt ist er für die Mechanik in Knie- und Sprunggelenk unerheblich und daher eher als rudimentär zu betrachten. Er fehlt bei 6% der Menschen vollends [1]. Seine lange Sehne spielt jedoch in der Verwendung als Transplantat eine Rolle.

Versorgt werden die Muskeln und Sehnen der oberflächlichen Flexorenloge durch die *A. tibialis posterior*, während die *Venae tibiales posteriores* den venösen Abfluss übernehmen. Innerviert werden sie über den *N. tibialis* (S1-S2). Der *M. triceps surae* stellt darüber hinaus den Kennmuskel dieses Rückenmarkssegments dar [1].

Die Achillessehne

Die Achillessehne, anatomisch *Tendo calcaneus*, wird in der Literatur als die stärkste Sehne des menschlichen Körpers beschrieben [9]. Sie bildet sich aus den bindegewebigen Endsehnen des *M. triceps surae*. Von dort aus zieht die Sehne in flacher Form nach distal, nimmt zwischenzeitlich eine abgerundete Form an und verläuft schließlich über die Hinterfläche des *Calcaneus* hinab. Sie verbreitert sich im Anschluss kappenförmig und setzt schräg am unteren Ende des *Tuber calcanei* an. Die Anteile von *M. gastrocnemius*- und *M. soleus*-Fasern variieren dabei interindividuell [8].

Zwischen der glatten posterioren Fläche des *Tuber calcanei* und der ventralen Fläche der Achillessehne fügt sich die 1-1,5ml große *Bursa tendinis calcanei* ein [10]. Darüber befindet sich im Raum zwischen Achillessehne und der tieferen Muskulatur der Wade ein subtendinöser Fettkörper und lockeres Bindegewebe. Fettkörper und Bursa dienen dabei als Gleitlager [9]. Die arterielle Versorgung der Sehne erfolgt hauptsächlich durch einen *Ramus recurrens* der *A. tibialis posterior* sowie über Anastomosen mit der *A. fibularis*. Die Gefäßversorgung erfolgt hierbei hauptsächlich vom *Peritendineum* aus. Die Vaskularisation des Sehnenursprungs und der Insertionsstelle werden hierbei durch Gefäße des Muskelbauches bzw. dem *Rete arteriosum calcanei* verstärkt. Dadurch ergibt sich, dass die Mittelsektion der Sehne am schlechtesten vaskularisiert ist [11]. Wie die angrenzende Muskulatur wird sie vornehmlich durch den *N. tibialis* sowie durch kutane Äste mit *N. fibularis*-Anteilen [8] innerviert.

Histologie der Achillessehne

Die Histologie der Sehne erklärt ihre Hauptaufgabe. Sie dient der Zugübertragung von Muskelkontraktionen auf den Knochen. Daher wird die Achillessehne als Zugsehne bezeichnet.

Ihr Hauptbestandteil sind mit 70% der Trockenmasse Kollagenfasern, überwiegend vom Typ-I (zu 95%), welche parallel angeordnet sind [12]. Den Rest der extrazellulären Matrix bilden Proteoglykane und zu geringeren Anteilen das besonders dehnungsfähige Elastin. Durch diese Zusammensetzung garantiert die Sehne eine elastische Übertragung der Kontraktionskraft bei hoher Reißfestigkeit. Die Matrix umgibt Tendinozyten, welche eine spezialisierte Form der Fibroblasten sind. Diese sind zwischen den Kollagenfasern angeordnet und kommunizieren untereinander über Gap Junctions [13].

Die kleinste strukturelle Einheit bilden die Kollagenfibrillen. Diese werden in Faszikeln gebündelt. Die Faszikel der einzelnen Muskelbäuche verschlingen sich während einer Rotation von lateral nach medial miteinander. Hierdurch ist es der Sehne möglich, kinetische Energie durch Verlängerung und Zusammenziehen aufzunehmen und abzugeben [14]. Die Faszikel enthalten zusätzlich Blut- und Lymphgefäße sowie Nervenfasern, welche in bindegewebigen Septen aus lockerem Bindegewebe, dem Peritendineum, verlaufen. Eine dünne Schicht aus extrazellulärer Flüssigkeit trennt sie vom umgebenden Epitendineum. Sie dient als Verschiebeschicht zur Verringerung von Reibungskräften unter Beanspruchung.

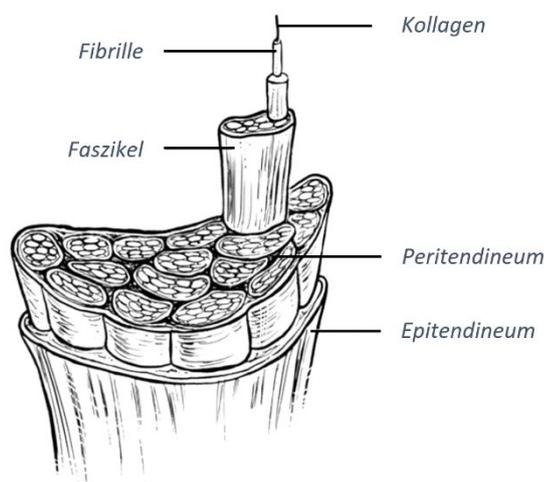


Abbildung 2 - Schematik des Aufbaus einer Sehne (adaptiert nach Uquillas [5])

1.1.2. Biomechanik der Achillessehne

Zur Betrachtung der Biomechanik der Achillessehne muss man die funktionelle Einheit aus Fuß, *Talocruralgelenk* und *M. triceps surae* auf ein vereinfachtes Hebelmodell reduzieren. Hierfür lässt sich die vorliegende Anatomie auf ein schematisches Freikörperbild übertragen. Die jeweiligen anatomischen Komponenten übernehmen hierin ihre entsprechende biomechanische Rolle.

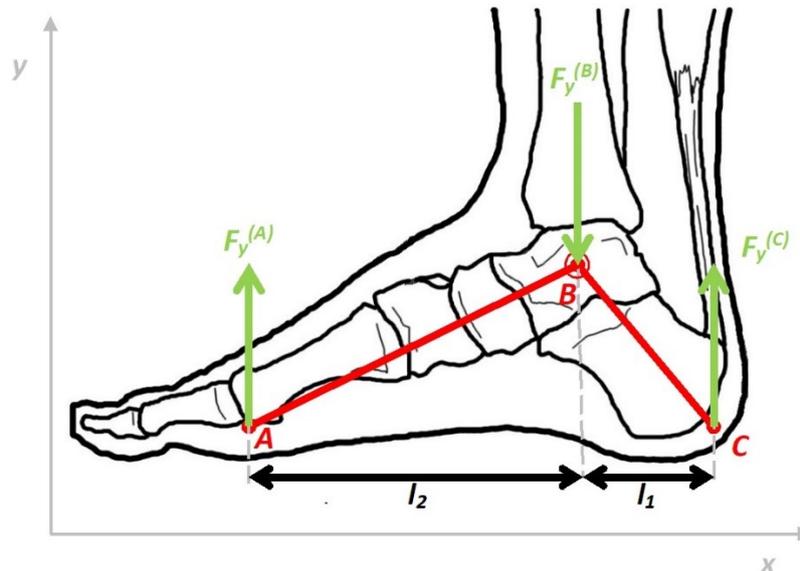


Abbildung 3 - Skizze der biomechanischen Verhältnisse am Fuß, adaptiert nach Salewski [3]
 A = Vorfußauflage, B = Drehpunkt OSG, C = Auflage Ferse,
 $F_y^{(A-C)}$ = Kraft an den Punkten A-C, $l_{1/2}$ = Länge der Hebelarme

In dieser Schematik entspricht Punkt *A* dem Auflagepunkt des Vorfußes auf der Unterlage. Punkt *B* soll den Drehpunkt um das obere Sprunggelenk im Bereich des *Talus* darstellen. Punkt *C* skizziert wiederum den Auflagepunkt im Bereich der Ferse. In dieser schematischen Darstellung entspricht er ebenso dem Ansatz der *Tendo calcanei*. Ausgehend hiervon wirkt die Kraft $F_y^{(C)}$ als Muskelkraft des *M. triceps surae* auf das Konstrukt. Kraft $F_y^{(B)}$ soll der axialen Gewichtskraft im Stand entsprechen, welche auf den *Talus* wirkt. $F_y^{(A)}$ entspricht der Bodenreaktionskraft am Vorfuß. Die Strecken l_1 und l_2 entsprechen den Längen der Hebelarme im Freikörperbild.

Das Freikörperbild ergibt sich aus den oben beschriebenen Komponenten in unabhängiger Darstellung der einzelnen Komponenten und der auf sie wirkenden Kräfte. Für eine übersichtliche Darstellung wird die Schematik von Abbildung 3 auf dieses

Schema übertragen. Die Abbildung stellt lediglich eine schematische Darstellung der Kraftverhältnisse im Bereich des oberen Sprunggelenks dar. Eine direkte Übertragbarkeit der Kraftverhältnisse wie die lineare bzw. nicht-lineare Kraftübertragung vom Hinter- auf den Vorfuß ist von weiteren Faktoren wie dem calcanealen Neigungswinkel (Winkel zwischen Standfläche und *Tuber calcanei*) abhängig [15]. Das hier dargestellte Modell soll der Vereinfachung dienen.

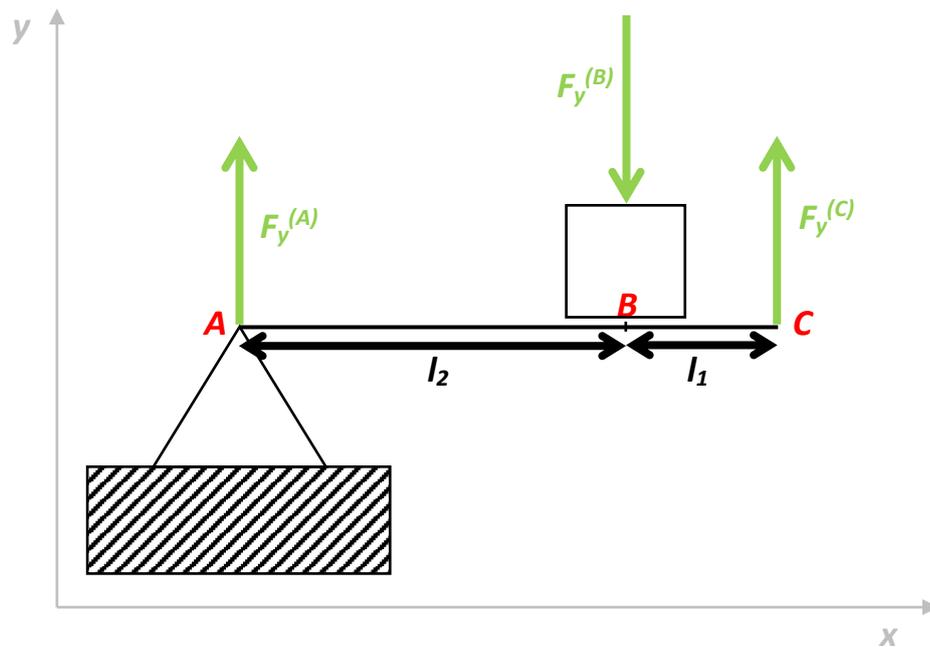


Abbildung 4 - Freikörperbild der Kraftverhältnisse am oberen Sprunggelenk, adaptiert nach Salewski [3]

Aus Salewskis [3] physikalischen Überlegungen ergibt sich für die Kraftverhältnisse beim menschlichen Zehenstand folgende Gleichung:

$$F_y^{(c)} = F_G \times \frac{l_2}{(l_2+l_1)} \quad (\text{vgl. [3], S. 10, Gleichungen 1.1 bis 1.4})$$

Hierbei gilt für die oben erwähnten Werte wie folgt:

$$F_G = 70\text{kg} \sim 700\text{N}$$

$$l_1 = 5,0\text{cm} = 0,05\text{m}$$

$$l_2 = 12,0\text{cm} = 0,12\text{m}$$

Daraus ergibt sich nach Einsetzen in die oben erwähnte Formel:

$$\begin{aligned}
 F_y^{(c)} &= F_G \times \frac{l_2}{(l_2+l_1)} \\
 &= 700N \times \frac{0,12m}{(0,12m+0,05m)} \\
 &= 700N \times 0,7 \\
 F_y^{(c)} &= 490N
 \end{aligned}$$

Danach benötigt ein durchschnittlicher Mensch (Körpergewicht 70kg) eine Kraft von 490N, um aus dem Bodenkontakt den Fersenstand zu erreichen. Hierbei handelt es sich jedoch um die Belastung beider Beine, so dass bei der Betrachtung nur einer Seite des Muskelsehnen-Apparates eine Belastung von ca. 250N gilt.

Materialeigenschaften der unrupturierten Achillessehne waren darüber hinaus bereits ausführlicher Bestandteil der wissenschaftlichen Betrachtung:

Kongsgaard [16] stellte in seinen *in vivo*-Versuchen Maximalkräfte von bis zu $2011 \pm 667N$ fest. Er hielt die Kombination von verschiedenen isometrischen Kraftübungen mit Ultraschall-Untersuchungen an der Sehne fest. Hieraus und aus den anatomischen Gegebenheiten leitete er die weiteren biomechanischen Eigenschaften wie Spannung ($31 \pm 4 N/mm^2$), Elongation ($4,5 \pm 1,4 mm/mm$), Steifigkeit ($2622 \pm 534 N/mm$) und Elastizitätsmodul ($2 \pm 0,4kN/mm^2$) ab. Es zeigt sich, dass die biomechanischen Werte *in vivo* deutlich höher liegen als im Laborversuch. Maganaris [17] untersuchte in einem ähnlichen Versuchsaufbau, welche Maximalkräfte und biomechanischen Zustände bei maximaler freiwilliger Kontraktion (MVC) in Plantarflexion vorherrschen. Hierbei erreichten seine Probanden Maximalkraftwerte von bis zu $F_{max} [N] = 875 \pm 85N$. Aus den ermittelten Werten und der Sehnengeometrie errechnete er sowohl einen Elastizitätsmodul von $E [N/mm^2] = 1,16 \pm 0,15kN/mm^2$ sowie eine Steifigkeit von $150 \pm 28 N/mm$. Es zeigt sich, dass die von ihm ermittelten Werte deutlich niedriger liegen als die von Kongsgaard [16].

Luis-Ugbo [18] testete post-mortem entnommene Achillessehnen in einem in vitro-Zugversuch. Grundüberlegung hierfür war die Verwendung der Sehne als mögliches Allograft bei Weichteilverletzungen. Hierbei stellte der Untersucher in Zugversuchen Maximalkräfte von 1189N im Mittelwert (Spannweite 360N bis 1996N) fest. Es zeigte sich weiterhin, dass die Kräfte zwischen beiden Beinen korrelierten. Darüber hinaus fiel die große Varianz der Werte zwischen Maximal- und Minimalwert auf. Zusätzlich ermittelte Luis-Ugbo auch Werte für Steifigkeit ($\bar{x} = 56486\text{N/mm}$), Fläche ($\bar{x} = 105\text{mm}^2$) und Elastizitätsmodul ($\bar{x} = 559\text{N/mm}^2$).

Wren [19] wiederum stellte fest, dass sich die maximale Belastbarkeit mit der Höhe der Belastung ändert. Er führte in vitro-Zugversuche mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten (1 bzw. 10mm/s) durch. Unter höherer Belastung stieg die Maximalkraft $F_{max} [N]$ auf bis zu 5579N an. Im Mittelwert wurden in seinen Versuchen 5098N erreicht. Ebenso zeigten sich die biomechanischen Eigenschaften wie Spannung ($71 \pm 17\text{N/m}^2$ vs. $86 \pm 24\text{N/m}^2$, $\bar{x} = 79 \pm 22\text{N/m}^2$) und Elongation ($12,8 \pm 1,7\text{mm/mm}$ vs. $16,1 \pm 3,6\text{mm/mm}$, $\bar{x} = 14,5 \pm 3,2\text{mm/mm}$) abhängig von der Belastungsgeschwindigkeit. Einzig der Elastizitätsmodul blieb unbeeinflusst ($819 \pm 208\text{N/mm}^2$). Damit wurde postuliert, dass die Sehne sich in ihrem biomechanischen Verhalten nicht von anderen Sehnen unterscheidet, jedoch unter starker Beanspruchung wesentlich höheren Maximalbelastungen widerstehen kann.

Joseph et al. [20] untersuchten *in vivo* in einem Belastungstest die Veränderungen der biomechanischen Eigenschaften der Sehne in Ruhe sowie nach leichter und schwerer Belastung. Es zeigte sich, dass insbesondere nach schwerer Belastung ein Verlust an Maximalkraft und Spannung auftritt ($F_{max} [N]$: Mann $3451,6 \pm 897,9\text{N}$ vs. $3093,5 \pm 861,8\text{N}$ / Frau $3207,2 \pm 703,9\text{N}$ vs. $2797,8 \pm 374,9\text{N}$; Spannung: Mann $38,2 \pm 17,5\text{N/mm}^2$ vs. $32,4 \pm 10,4\text{N/mm}^2$ / Frau $32,9 \pm 9,3\text{N/mm}^2$ vs. $29,8 \pm 7,2\text{N/mm}^2$). Die Untersuchungen ergaben für diese Messwerte keinen signifikanten Unterschied zwischen den Geschlechtern. Auffällig waren jedoch die geschlechtsabhängigen Unterschiede bei Elongation und Elastizitätsmodul. Während bei den männlichen Probanden keine Verschlechterung der Messwerte über die Belastung nachgewiesen werden konnte, kam es bei den weiblichen Versuchsteilnehmern zu einem Wertabfall nach starker Belastung. In einer Arbeit von Morrison [21] wurde ebenfalls gezeigt, dass es keine biomechanischen Unterschiede zwischen den Achillessehnen von Männern und Frauen gibt. Vielmehr

bestand eine Korrelation zwischen Körpergewicht und Maximalkraft. Die Arbeit von Waugh et al. [22] befasste sich wiederum mit den Veränderungen der Materialeigenschaften von Achillessehnen in Abhängigkeit vom Alter. Er untersuchte Kinder und junge Erwachsene und zeigte, dass vor allem die Steifigkeit der Sehne mit dem Alter der Probanden anstieg ($100,8 \pm 30,4\text{N/mm}$ vs. $259,2 \pm 44,2\text{N/mm}$). Ebenso zeigten die Werte für die Maximalkraft deutliche Zugewinne zwischen jungen Kindern ($1155 \pm 498\text{N}$) und Erwachsenen ($4742 \pm 763\text{N}$). Ähnliches gilt für die Spannung ($37,0 \pm 11,5\text{N/mm}^2$ vs. $81,2 \pm 17,0\text{N/mm}^2$), welche durch die Autoren in Abhängigkeit vom Zuwachs an Muskelstärke zu Sehnenquerschnitt gewertet wurden.

Finni [23] untersuchte die Belastung für die Achillessehne während des Gehens. Hierzu nutzte er eine fiberoptische Messmethode. Er entdeckte, dass die Belastung zwischen langsamem und schnellem Gang variierte. Während beim langsamen Gehen Kräfte von $1320 \pm 500\text{N}$ auf die Achillessehne wirkten, waren es beim schnellen Gehen bereits $1430 \pm 500\text{N}$. Die Spannung erreichte geschwindigkeitsabhängige Werte zwischen $19 \pm 9\text{N/mm}^2$ und $22 \pm 9\text{N/mm}^2$. Im Gegensatz dazu versuchten Scott und Winters [24] die biomechanischen Werte der unteren Extremitäten bei Laufbewegungen darzustellen, um die Pathogenese bei Sport- bzw. Laufverletzungen zu verstehen. Für die Belastung der Achillessehne beim sportlichen Lauf ergaben sich Werte zwischen dem 6,1- bis 8,2-fachen des Körpergewichts. Damit ergaben sich im Versuch Kräfte von bis zu 3100N .

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass die menschliche Achillessehne unter physiologischen Gegebenheiten hohe Widerstände gegenüber Längsverformung aufweist. Der Erhalt dieser Eigenschaften nach Trauma und Reparatur sollte daher der Grundgedanke jeder Therapie sein.

1.1.3. Trauma und Pathophysiologie

Die Achillessehnenruptur stellt die häufigste Ruptur einer Sehne des menschlichen Körpers dar [19, 25]. Während sie am Anfang des 20. Jahrhunderts noch die Ausnahme bei den traumatologischen Erkrankungen darstellte, zeigt sie in den letzten Jahrzehnten einen deutlichen Anstieg der Inzidenz [26-28]: Finnische, dänische und schwedische Studien zeigten einen Anstieg von 2,1 auf 21,5/100.000 Patienten (zwischen 1979 und 2011) [26], respektive von 18,2 auf 37,3/100.000 Patienten (zwischen 1984 und 1996) [29] bzw. von 29 auf 34/100.000 Patienten (zwischen 2001 und 2012) [30]. Diese mitunter Verzehnfachung der Inzidenz wird in der Literatur hauptsächlich auf vermehrte körperliche Aktivität in der Freizeit sowie auf erhöhte Anforderung im Bereich des Leistungssports zurückgeführt [28]. Es zeigt sich hierbei in Untersuchungen verschiedener Autoren eine vorrangige Häufung bei Sportverletzungen von 65 bis 73% [26, 29-31]. Die höchste Inzidenz tritt, passend zu dieser Annahme, zwischen der 3. und 5. Lebensdekade auf. Das *punctum maximum* liegt um das 40. Lebensjahr [28]. Einzelne Untersuchungen wiederum propagieren ein zweigipfeliges Ereignis mit einem kleineren Peak zwischen dem 70. und 80. Lebensjahr [26]. Dies wurde vor allem als Korrelat der steigenden sportlichen Aktivität im Alter gewertet [28]. Ebenfalls ist die Achillessehnenruptur typischerweise eine Erkrankung des Mannes (m/w-Ratio 1,7 bis 30:1) und tritt überwiegend einseitig auf, wobei linksseitige Rupturen führend sind. Beidseitige Rupturen werden bisher ausschließlich in Verbindung mit systemischen Grunderkrankungen beschrieben [28].

Pathophysiologische Einflüsse auf die Achillessehne

Claessen et al. fassten die Ergebnisse verschiedenster Veröffentlichungen in ihrer Arbeit aus dem Jahr 2014 zusammen und bewerteten die wichtigsten bisher untersuchten Einflussfaktoren auf ihre Evidenz [30]. Zu den persönlichen Einflussfaktoren zählten sie Alter, Geschlecht und Rasse. Corrao [32] und van der Linden [33] werteten ein erhöhtes Lebensalter (45. bis 60. Lebensjahr) als erhöhtes Risiko für Rupturen, während Owens [34] eine statistische Häufung farbiger Patienten beobachtete. Darüber hinaus wurde durch die Forschungsergebnisse von van der Linden [33] und Seeger [35] eine positive Korrelation mit Adipositas bzw. einem BMI $\geq 40\text{kg/m}^2$ postuliert.

Einen großen Einfluss räumten die Autoren dem Vorhandensein muskuloskelettaler Vorerkrankungen ein. Rheumatische Vorerkrankungen wie Arthritiden [30] sowie Anzeichen degenerativer Erkrankungen wie Tendinopathien, Achillessehnenbeschwerden [36] oder ein vergrößerter anteroposteriorer Durchmesser der Achillessehne [37] stehen für ein erhöhtes Risiko für Rupturen. Ebenso wurde durch Leppilahti [38] der negative Einfluss einer Supinationsstellung als negativer Prädiktor beschrieben. Bei einer Varus- oder Valgus-Fehlstellung im Bereich der Ferse kommt es im Bereich des medialen oder lateralen Segments zu einer erhöhten Stresskonzentration und Degenerationsneigung. Barfred et al. [39] führten an, dass bei einer Fehlstellung von 30° eine unilaterale Verlängerung von bis zu 10% notwendig wäre, um die intratendinös wirkenden Kräfte auszugleichen. Hierdurch ergibt sich ebenfalls ein erhöhtes Risiko. Stumpfe Traumata stellten im Rahmen eines Unfallgeschehens ebenfalls ein Risiko für die Achillessehne dar [35].

Andere Arbeiten untersuchten den Einfluss histopathologischer und genetischer Veränderungen auf die Achillessehnenruptur. Hierbei zeigten sich vor allem qualitative Veränderungen des Kollagens (verkürzte Fibrillenlänge [40], verminderter Kollagendurchmesser [41]) und quantitative Veränderungen im gesamten Sehnengewebe (gesteigerter Anteil von Kollagen III als Korrelat abgelaufener Mikrotraumen [42], erhöhte Gewebezellularität [43], vermehrte Neovaskularisation [44]) als ursächliche Pathologien. Veränderungen der Enzymzusammensetzung wurden bisher vor allem im Hinblick auf den Einfluss der Metalloproteasen gemäß Jones und Raleigh kontrovers diskutiert [45, 46]. Eine vormals propagierte Assoziation mit der AB0-Blutgruppe konnte in der neueren Literatur nicht verifiziert werden. [30].

Umfangreiche Literatur gibt es zum Einfluss medikamentöser Therapien auf Rupturen. Hierbei steht vor allem die systemische Therapie mit Fluorchinolonen und Kortikosteroiden im Verdacht, negativen Einfluss auf die Integrität der Achillessehne zu nehmen [32, 33, 35, 47, 48]. Die lokale Injektionstherapie mit Kortikosteroiden führt darüber hinaus zu Kollagennekrosen. Ebenso wie bei der Therapie mit Immunsuppressiva wurden gehäufte Inzidenzen bilateraler Rupturen, vor allem bei Zustand nach Organtransplantation, beschrieben [12].

Umstritten ist auch ein saisonaler Einfluss. Es zeigte sich zwar eine erhöhte Inzidenz zwischen Frühjahr und Sommer, jedoch wurden diese auf pathologische Einflüsse thermischer Schädigung [49] bei ungenügender Vorbereitung sowie auf unzureichenden Trainingszustand und konsekutive Laktaterhöhung zurückgeführt [25, 28]. Trotz quantitativer Häufung konnte eine eindeutige Assoziation mit sportlicher Aktivität bisher nur beschrieben aber nicht bewiesen werden [30]. Eine weitere Problematik stellt die Tendenz dar, dass Patienten häufig sitzende Tätigkeit im beruflichen Alltag mit hoher Belastung im Freizeitsportbereich ausgleichen wollen [25].

Biomechanik der Achillessehnenruptur

Die intakte Achillessehne zeichnet sich durch eine hohe Reißfestigkeit aus. Die hohe Belastbarkeit gegenüber Längsverformung ist der Hauptaufgabe der Sehne als Kraftüberträger in der aufrechten Fortbewegung, in Stand und Sprung geschuldet. Maffulli et al. ermittelten eine mögliche Elongation der unrupturierten Sehne von bis 4% ihrer Ausgangslänge. Die Autoren ermittelten eine Konfigurationsänderung der Kollagenfibrillen in Abhängigkeit der Sehnenverlängerung, welche ab 2% eine lineare Ausrichtung einnehmen. Ab 4% Längenänderung treten Mikrotraumen im Bereich des Kollagens auf und ab 8% ist eine totale Ruptur des Sehngewebes zu erwarten [12].

Indirekte Traumata sind der überwiegende Pathomechanismus der Achillessehnenruptur, während direkte Traumata nur 1-10% der Fälle ausmachen [25]. In der Literatur wurden vor allem zwei verschiedene Theorien über die Ätiopathologie der Ruptur angeführt. Durch die erwähnten Mikrotraumata wird bei fehlender suffizienter Heilung die Bildung von weniger belastbarem Kollagen-III initiiert [12]. Aber auch chronisch degenerative Veränderungen der Achillessehne, welche in Kannus und Josza's Veröffentlichung 1991 beschrieben wurden [28, 50, 51], können die Ursache für eine Ruptur sein. Die degenerativen Veränderungen wurden wie folgt klassifiziert:

1. Hypoxisch-degenerative Tendopathie
2. Mukoide Degeneration
3. Tendolipomatose
4. Kalzifizierende Tendopathie.

Die Autoren wiesen in 34% der unrupturierten Kontrollsehnen degenerative Veränderungen nach, während in der Gruppe der rupturierten Sehnen sämtliche Proben betroffen waren.

Wie durch Arner im Jahr 1959 [52] beschrieben, erfolgt zusätzlich zur degenerativen Veränderung eine Einwirkung hoher Belastung auf die Sehne. Dem eigentlichen traumatischen Ereignis geht dabei eine von drei möglichen Bewegungsabläufen voraus, welche alle eine plötzliche Belastung auf die bereits vorgespannte Achillessehne zur Folge haben [25]:

- a) Abstoßen mit plantarflektiertem Fuß bei Knieextension, wie bei einer Sprint- oder Sprungbewegung (in 50% bis 60% der Fälle [28])
- b) Plötzliche Dorsalextension bei kontrahierter Wadenmuskulatur im Sinne eines Sturzes
- c) Landung mit plantarflektiertem Fuß bei kontrahierter Wadenmuskulatur, wie bei einer Landung aus großer Höhe.

Die häufigsten Rupturen (70 bis 90%) treten am loco typico im Bereich zwischen 2 cm und 6 cm proximal des Sehnenansatzes am *Calcaneus* auf [25]. In der Literatur werden für diese vorrangige Lokalisation verschiedenste Begründungen angeführt. Zum einen ist in diesem Bereich die geringste Vaskularisation zu verzeichnen. Durch die relative Minderperfusion begründen einzelne Autoren direkte und indirekte Einflüsse auf die Zugkraft der Sehne [52]. Hauptsächlich wird dies auf verminderte Reparaturfähigkeit im Rahmen aufgetretener Mikrotraumata zurückgeführt. Dem entgegen steht die Argumentation, dass rupturierte Achillessehnen unter Therapie eine gute Heilungstendenz aufweisen. Eine weitere Begründung ergibt sich aus der Faserrotation der Sehne, welche in diesem Segment am höchsten ist. Hierdurch erhöht sich die mechanische Belastung auf die Kollagenfasern bei gleichzeitiger Verringerung der Querschnittsfläche auf ein Minimum [11].

Andere Lokalisationen sind deutlich seltener. Proximale Rupturen (bis zu 24%) im muskulotendinösen Übergang werden vor allem bei älteren Patienten beobachtet. Distale Rupturen, vor allem in Verbindung mit knöchernen Ausrissen, stellen Ausnahmeerscheinungen dar [28].

1.2. DIAGNOSTIK, THERAPIE UND REHABILITATION VON ACHILLESSEHNENRUPTUREN

Diagnostik und Therapie der Achillessehnenruptur werden in der Literatur ausgiebig diskutiert. Es finden sich umfangreiche Übersichtsarbeiten und Metaanalysen. Ein Goldstandard ist bisher jedoch nicht festgelegt, da sich zum Teil kontroverse Ansichten gegenüberstehen. Der folgende Abschnitt soll eine Übersicht über die aktuelle Diagnostik und Therapie liefern.

1.2.1. Diagnostik

Anamnese und körperliche Untersuchung:

Patienten mit einer Achillessehnenruptur berichten über plötzlich einsetzende Schmerzen wie ein Peitschenhieb oder ein Dolchstich. Häufig wird von einem Knall und dem Gefühl einer Fremdeinwirkung berichtet. Hierbei können gerade im Bereich von Kontaktsportarten wie Fußball oder Hockey fehlgedeutete Einflüsse von anderen Personen nicht sicher ausgeschlossen werden [28, 51]. Pathologische Rupturen, gerade bei Patienten mit systemischen Grunderkrankungen wie Diabetes mellitus, können jedoch auch weitestgehend symptomlos ablaufen und dadurch zu einer verzögerten Diagnose führen [25].

Übereinstimmend berichten die Patienten über eine bestehende ipsilaterale Kraftlosigkeit hinsichtlich der Plantarflexion oder Instabilität. Außerdem fällt die Unfähigkeit für Alltagsbewegungen wie Treppensteigen oder eine allgemeine Gangunsicherheit auf. Darüber hinaus kann ein höhergetretener Muskelbauch sowie lokale Einblutungen oder Ödeme auftreten [25]. Im Verlauf ist eine Atrophie der Wadenmuskulatur möglich.

Bei klassischer Anamnese hat der Untersucher umfangreiche Untersuchungsmöglichkeiten zur Verifizierung. Grundlage ist hierbei die klinische Untersuchung, für die mittlerweile Methoden mit hoher Sensitivität und Spezifität bestehen. Dennoch berichten Autoren wie Pagenstert von initial übersehenen Achillessehnenrupturen in 20-25% der Fälle [51].

Eindeutiges Zeichen für eine abgelaufene Achillessehnenruptur ist eine tastbare, zum Teil auch sichtbare Delle im Bereich des Rupturspalts. Diese kann in der klinischen

Untersuchung unter passiver Dorsalextension vergrößert imponieren. Problematisch hierbei stellen sich partielle Rupturen dar, bei welchen der beschriebene Spalt nicht eindeutig zu tasten ist. Ein ähnliches Phänomen tritt bei verzögerter Diagnostik auf, da ein ausgehärtetes Hämatom im Rupturspalt die Diagnosefindung erschweren kann. Weiterhin kann das Vorhandensein einer Plantarissehne zur Fehldeutung führen [51].

In der klinischen Untersuchung fällt die eingeschränkte Plantarflexionskraft ins Auge. Aufgrund der Verwendung synergistischer Muskelgruppen, wie auch bei einer Partialruptur, kann die Plantarflexion im Liegen jedoch nur geringfügig eingeschränkt sein. Es zeigt sich in der Regel eine vermehrte Dorsalextensionsfähigkeit [51]. Insbesondere der einbeinige Zehenstand ist auf der betroffenen Seite nicht mehr möglich und das Gangbild ist stelzenartig verändert [28].

Für die klinische Untersuchung stehen einige spezifische Tests zur Verfügung. Der verbreitete Test ist der Thomson- bzw. Simmonds-Test. Hierfür wird der Patient in Bauchlage gebracht. Der Fuß des betroffenen Beins ragt über die Kante der Untersuchungsliege hinaus. Die Wade wird im Bereich des größten Umfangs manuell komprimiert. Bei physiologischen Verhältnissen führt das obere Sprunggelenk nun passiv eine Plantarflexion durch (vgl. Abbildung 5). Sollte eine Ruptur der Achillessehne vorliegen, bleibt diese passive Bewegung aus und der Test gilt als positiv [2, 53]. Douglas et. al. gaben in ihrer Betrachtung des Tests allerdings zu bedenken, dass er spezifisch nur für die Gastrocnemius-Anteile der Achillessehne gilt und bei einer Partialruptur mit intaktem Soleus-Anteil ebenfalls positiv ausfallen kann [54].

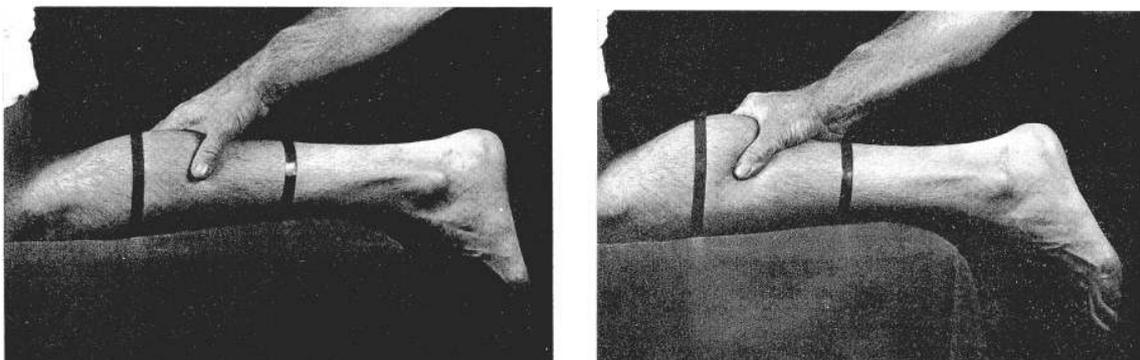


Abbildung 5 - Thompson-Test, Abbildung aus der Veröffentlichung von Thompson und Doherty (1962) [2]: Links ist der Ruhezustand am linken Bein zu sehen, rechts die Verhältnisse bei Kompression der Wade. Man erkennt im rechten Bild die passive Plantarflexion im oberen Sprunggelenk. Der Test ist negativ und die Achillessehne wird als intakt gewertet. Bei Ausbleiben der Flexion ist der Thomson-Test positiv zu werten. In diesem Fall ist eine Achillessehnenruptur wahrscheinlich.

Der Matles-Test ist ein weiterer klinischer Test. Hierbei wird der Patient ebenfalls in Bauchlage gebracht. Bei 90° Flexion im Kniegelenk ist hier auf der betroffenen Seite ein Absinken des Fußes in die Dorsalextension im Verhältnis zur Gegenseite zu beobachten (vgl. Abb. 6). Physiologischerweise befinden sich die Füße aufgrund der vorhandenen Zugkräfte in einer leichten Plantarflexionsstellung. Sollte eine Seitendifferenz bestehen, welche nicht anderweitig zu erklären ist, wird der Test als positiv gewertet [53].

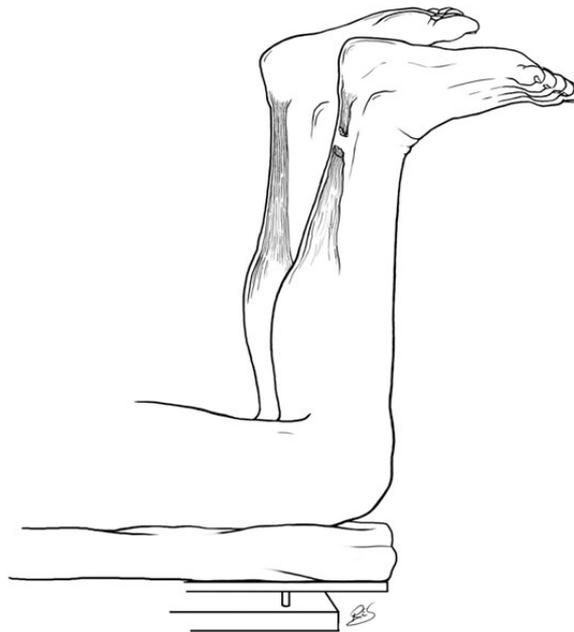


Abbildung 6 - *Matles-Test, Abbildung aus der Veröffentlichung von Padanilam [4]: Der Patient befindet sich in Bauchlage, beide Beine sind 90° in den Knien flektiert. Erkennbar ist im betroffenen linken Fuß das Absinken in die Dorsalextension. Es besteht eine Seitendifferenz mit Verdacht auf eine Achillessehnenruptur links. Der Matles-Test gilt als positiv.*

Zusätzlich bestehen weitere klinische Tests wie der Nadeltest nach O'Brien oder der Sphygmanometertest nach Copeland [49], welche allerdings im klinischen Alltag eher nachrangige Rollen spielen. Außerdem gilt der Verlust der physiologischen Equinusposition im Fuß als pathologisch. Dies wird als Brunet-Guedj-Zeichen bezeichnet [53]. Insgesamt besteht eine hohe Wahrscheinlichkeit auf eine totale Ruptur, wenn zwei der erwähnten Tests positiv ausfallen [53].

Apparative Diagnostik

Nach entsprechender Anamnese und klinischer Untersuchung schließt sich zur Diagnosesicherung oder zur Abgrenzung einer Partialruptur die apparative Diagnostik an. Hierfür stehen im klinischen Alltag verschiedene Techniken zur Auswahl.

Sonografie

Hierbei gilt die Sonografie aufgrund ihrer umfangreichen Verfügbarkeit, fehlender Invasivität oder Strahlenbelastung bei hoher lokaler Auflösung als Goldstandard. Insbesondere bei der Differenzierung von kompletten und inkompletten Rupturen oder dem Ausschluss von Differenzialdiagnosen wie Tendinopathien ist sie ein probates Mittel zur Diagnostik [28]. Die Sonografie ist in der Lage, die Diskontinuität der Achillessehne sowie die Dehiszenz und Annäherbarkeit der Rupturenden darzustellen. Anhand der Veränderung oder Auflockerung des parallelen Binnenechos und dem Verlust der Faserparallelität aufgrund fehlender Quervernetzung kann man die Ruptur der Sehne feststellen. Zusätzlich ist die Ultraschalluntersuchung in der Lage, echoarme Flüssigkeitsansammlungen im Bereich der Rupturzone darzustellen. Negative Einflüsse auf die Sensitivität haben hierbei Hämatome im Bereich der Ruptur, die mitunter eine Diskontinuität verschleiern können [28]. Häufig wird die Sonografie auch zur Entscheidung über die Therapieform genutzt [55]. Mithilfe dynamischer Untersuchungen kann man abhängig von einer möglichen Adaptation der Sehnenenden oder dem Vorhandensein eines intakten Peritendineums eine konservative Therapie in Erwägung ziehen [28] (vgl. Kapitel 1.2.2, S.20 f.).

Röntgen

Die röntgenologische Untersuchung besitzt in der Diagnostik der Achillessehnenruptur eine nachrangige bzw. ergänzende Stellung. Sie dient dem Ausschluss einer knöchernen Beteiligung bzw. dem Ausschluss eines knöchernen Ausrisses. Zur Diagnose einer Achillessehnenruptur dient die unscharfe Begrenzung des Karger-Dreiecks [51] nur als indirektes Zeichen [25].

Magnetresonanztomografie

Die Diagnostik mithilfe von Magnetresonanztomographie (MRT) wird beim Verdacht auf Partial- oder chronische Rupturen, bei Rupturen des muskulo-tendinösen Übergangs sowie zum Ausschluss eines M. soleus-Ausrisses eingesetzt [25, 28]. In der Bildgebung sind Sehnenverdickung sowie eine erhöhte Signaldichte im Rupturspalt im Sinne einer lokalen Flüssigkeitsansammlung bei Hämatom, Serom oder ödematöser Verschwellung der Rupturenden pathognomonisch. Die MRT kann bei verspäteter Verfügbarkeit die operative Versorgung des Befundes verzögern. Garras et al. [56] werten die Untersuchung daher auch als obsolet und postulierten, dass sie in der Sensitivität einem erfahrenen klinischen Untersucher nicht überlegen ist.



Abbildung 7 - MRT-Bild einer rupturierten Achillessehne. Die Pfeile markieren die Rupturenden. Es besteht ein lokales Ödem [57].

1.2.2. Therapie und Rehabilitation

Über die optimale Therapie einer Sehnenruptur besteht in der gängigen Literatur kein Konsens. Neben der Diskussion über biomechanische Konzepte bestimmen vermehrt sozioökonomische Gesichtspunkte wie die steigende körperliche Aktivität in der Gesellschaft und vermehrt sportassoziierte Traumata die Bewertung von Therapiekonzepten. Zum einen wird eine gute Primärstabilität benötigt, um eine optimale Frührehabilitation zu ermöglichen, zum anderen sind ein kurzer Arbeitsausfall und eine schnelle Rückführung in die Arbeits- und Alltagsfähigkeit von Bedeutung. Nicht zuletzt ist die posttherapeutische Sport- und Belastungsfähigkeit für den Aktiven wichtig. Die Wahl der Therapie ist hierbei jedoch abhängig von der Erfahrung und Expertise des Chirurgen. Eine eindeutige Empfehlung wurde in der Literatur bisher nicht ausgesprochen.

Konservative Therapie

Die konservative Therapie basiert auf einer Sehnenadaptation durch Spitzfußstellung. Optimalerweise muss die Therapie innerhalb der ersten 24 Stunden nach dem Trauma eingeleitet werden. Allerdings ist seitens der Patienten eine hohe Compliance notwendig. Vorrangig ist sie bei Patienten mit Kontraindikationen für eine operative Versorgung oder bei Partialrupturen angezeigt. Ebenfalls ist sie zielführend bei Rupturen des muskulo-tendinösen Übergangs, bei denen eine Naht keine suffiziente Versorgung darstellen würde [25, 28].

Konservativ-immobilisierend

Erste vielversprechende Ergebnisse einer konservativen Therapie wurden von Lea und Smith [58] im Jahr 1972 veröffentlicht. Sie sahen eine adaptierende Spitzfußstellung im Unterschenkelgips und Immobilisierung über 8 Wochen vor. Diese sollte in weiteren 8 Wochen mit einer stufenweisen Redression aufgehoben werden. Die Technik wurde aufgrund progredienter Muskelatrophie sowie negativem Einfluss auf die Propriozeption und Koordination im betroffenen Bein wieder verlassen.

Konservativ-funktionell

Dem Konzept einer konservativen Therapie folgend, wurde die funktionelle Therapie zur Verringerung der pathologischen Rupturfolgen eingeführt. Nach dem Konzept von Hüfner [59] ist eine initiale Versorgung mit einer Orthese oder einem gespaltenen Unterschenkelgips in 30° Plantarflexion über 24 Stunden täglich vorgesehen. Hierunter soll Vollbelastung des betroffenen Beines in der Orthese erfolgen, um einer Muskelatrophie entgegenzuwirken. In der dritten Woche beginnt die physiotherapeutische Beübung mit einer Gangschulung. Nach sonografischer Kontrolle ab der vierten Woche kann die Therapie intensiviert und bei guter Adaptation auch ohne Orthese weitergeführt werden. Im Zweifelsfall erfolgen sonografische Kontrollen im 1- bis 2-wöchentlichen Rhythmus. Nach sechs Wochen kann die Plantarflexion auf 15° reduziert werden. Aktive Elemente der Physiotherapie sind ab diesem Zeitpunkt möglich. Nach 8 Wochen erfolgt die Entfernung der Orthese. Zu diesem Zeitpunkt erfolgt eine weitere klinische und sonografische Kontrolle des Therapieergebnisses. Abschließend sind eine Absatzerhöhung sowie eine mediale Fußrandeinlage zur Verbesserung des Therapieergebnisses über drei bis sechs Monate indiziert. Ein ähnliches Konzept wurde durch Thermann [28] beschrieben. Er propagiert die Nutzung eines Hochschafstiefels mit formstabiler ventraler Lasche und thermoplastisch anpassbaren Schienen. Zusätzlich ist eine geschichtete Absatzerhöhung integriert. Das Konzept sieht ebenfalls eine ganztägige Therapie und aufbauende Physiotherapie über mehrere Wochen vor.

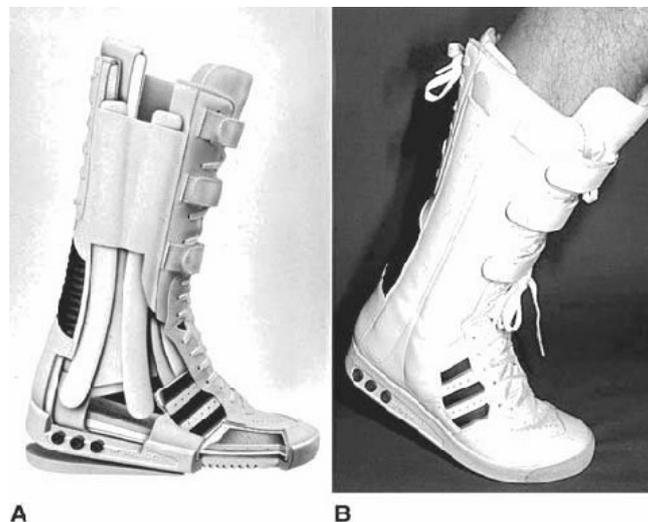


Abbildung 8 - Adimed Vario Stabil®, Achillessehnenentlastungsschuh, Abbildung von Thermann [60]

Kritik an der konservativen Therapie wird vor allem aufgrund des erhöhten Rerupturrisikos von 5% - 35% [61, 62] geäußert. Eine weitere Problematik stellt in bis zu 12% der Fälle die pathologische Elongation mit Kraftverlust und abgeschwächter Dorsalextension im Gehen dar [63]. Sie wird am ehesten durch schlechte Sehnenadaptation und damit dem Ausbleiben der physiologischen Geweberegeneration begründet [51]. Zusätzlich wird von den Patienten in den frühen Phasen der Therapie die Vermeidung risikoreicher Bewegungsmuster (z.B. Knieextension gegen Widerstand oder Rotationsvermeidung) verlangt. Grundsätzlich gelten 80% der Patienten mit Achillessehnenruptur als geeignet. Allerdings ist ein früher Therapiebeginn notwendig, da die Ergebnisse denen der operativen Versorgung sonst unterlegen sind [6].

Operative Therapie

Die operative Therapie hat im Gegensatz zur konservativen Behandlung das Ziel, durch die Einbringung von unterstützendem organischen oder anorganischen Fremdmaterial eine direktere Adaptation der jeweiligen Sehnenenden zu erreichen und diese möglichst belastungsstabil zu sichern. Im Speziellen greift man diese Therapie bei Rupturen auf, wenn die initiale konservative Therapie fehlgeschlagen ist oder durch verzögerte Diagnose von mehr als einer Woche nicht mehr sinnvoll ist. Zusätzlich ist eine Verbesserung der Primärstabilität von großer Bedeutung für Patienten mit erhöhtem körperlich-sportlichen Anspruch wie zum Beispiel im Leistungssport [25]. Pagenstert formulierte hierbei in seiner Veröffentlichung absolute und relative Indikationen sowie Kontraindikationen für eine operative Therapie der Achillessehnenruptur (vgl. Tabelle 1, S.23).

Insgesamt empfiehlt es sich, die Durchführung der chirurgischen Therapie so früh wie möglich zu beginnen, da auch körpereigene Reparaturmechanismen bereits im frühen Heilungsprozess einsetzen [28]. Amlang [64] formulierte, dass die Therapie idealerweise innerhalb der ersten Woche stattfinden soll. Drei Wochen nach dem Trauma würde die posttraumatische Retraktion der Sehnenenden bereits soweit fortgeschritten sein, dass eine einfache Sehnenadaptation nicht mehr problemlos möglich wäre. Zusätzlich zeigte sich bei verzögerter Operation eine erhöhte Rerupturrate. Insgesamt hängen mit einem frühen Beginn der Therapie auch verminderte Komplikationsraten zusammen.

Tabelle 1 - Indikationen zur operativen Therapie nach Pagenstert [51]

| Indikation | Beschreibung |
|------------|--|
| Absolut | Komplette akute oder chronische Ruptur, Ziel der optimalen funktionellen Wiederherstellung |
| | Offene Ruptur |
| Relativ | Partialruptur mit Ziel der optimalen funktionellen Wiederherstellung |
| | Versagen der konservativen Therapie >6 Wochen |
| | Chronische Tendinose (>6 Monate) |
| | Verspätete Diagnose (>4 Wochen) |
| | Reruptur |
| | Relevante Funktionseinschränkung |
| Kontra | Inaktivität |
| | Schlechter Allgemeinzustand |
| | Schlechte Gewebeverhältnisse (Haut/Weichteile) |
| | Progrediente systemische Grunderkrankung |

Seit dem Beginn der Achillessehnenchirurgie wurden mehrere neue Techniken vorgestellt. So stehen dem Operateur verschiedenste Zugangswege, Techniken und Materialien zur Verfügung. Diese reichen vom Fibrinkleber über offene und perkutane Nähte mit resorbierbarem und nicht-resorbierbarem Fadenmaterial bis hin zu Sehnaugmentationen und knöcherner Refixation [25]. Insgesamt wurden bisher mehr als 60 verschiedene Techniken zur operativen Versorgung der Achillessehnenruptur veröffentlicht [28]. Hierbei gilt nach Amlang [64], dass die Nahttechnik und das verwendete Material für die Primärstabilität zuständig sind, während die körpereigene Heilungstendenz der Sehne ausschlaggebend für die Funktionalität ist.

Fibrinkleber

Die Versorgung mit Fibrinkleber wurde vor allem in den 70er und 80er Jahren des 20. Jahrhunderts propagiert. Der Fibrinkleber ist in der Lage, auf atraumatische Weise eine Adaption herzustellen. Der Vorteil hierdurch ist, dass so gut wie kein Längenverlust auftritt. Ebenso entstehen keine durch Strangulation erwirkten nutritiven Störungen der Sehne, welche in Ischämie und Nekrose gipfeln können wie zum Beispiel bei der offenen Naht [28]. Hierzu werden die Rupturufer ausgekämmt und im Anschluss in Spitzfußstellung adaptiert. Im Anschluss verwendet man 1-2ml des Fibrinklebers zur Fixation. Man kann die Fibrinklebertechnik einzeln oder in Verbindung mit einer offenen Naht verwenden [28, 64]. Diese Art der Therapie hat sich jedoch aufgrund seiner hohen Kosten nicht durchgesetzt und wurde von den ebenso effektiven, aber kostengünstigeren nahtbasierten Techniken verdrängt.

Offen-chirurgische Techniken

Die offen-chirurgische Naht stellt mit 88,7% den größten Anteil bei der Versorgung von Achillessehnenrupturen [65]. Hierfür wurden bereits unterschiedlichste Techniken entwickelt, um die effizienteste und stabilste Adaption zu erreichen. Insgesamt findet man in der Literatur mehr als 60 verschiedene Varianten, von denen die offene Naht mit Hilfe einer Bunnell-, Kirchmayr-Kessler- oder Krackownaht mit ihren Variationen und Abwandlungen am häufigsten genutzt wird. Die einzelnen Techniken werden in belastbare und adaptierende Techniken unterteilt [64].

Eine große Rolle spielt ebenfalls das Nahtmaterial. Unabhängig davon, ob resorbierbare, teilresorbierbare oder nicht resorbierbare Fäden verwendet werden, sind die am häufigsten in der Achillessehnenchirurgie genutzten Fadenstärken USP #2 und #3 [51]. Außerdem erfolgt zur Minimierung des perioperativen Infektionsrisikos die antibiotische Therapie mit einem Cephalosporin der 2. Generation [25].

Zusätzlich beschreiben verschiedene Autoren auf Basis der offen-chirurgischen Therapie die Verwendung von verschiedenen Augmentationstechniken. Hierzu wird in der Regel autologes Sehnenmaterial aus der Plantaris- oder Peroneussehne genutzt. Gelegentlich wird auch die Fascia lata als Mantel verwendet. Ebenso wurden Versuche mit Schrauben- oder Fadenankern durchgeführt.

Bei besonders ausgeprägten Rupturen mit der Notwendigkeit größerer Interponate sind sowohl Sehnedurchflechtung als auch die Verwendung von Netzinterponaten [12] zielführend. Diese treten vor allem im Rahmen sekundärer Rekonstruktionen und Revisionen auf. Hierbei handelt es sich um größere Defekte nach Reruptur oder notwendiger Resektion bei Sehnennekrose, Insuffizienz und Tumor [25].

Eine andere Möglichkeit bildet die Umkehrplastik nach Silfverskjöld. Diese Technik wurde bereits 1933 vorgestellt und ist prädestiniert für veraltete Rupturen, bei denen eine Adaptationsnaht als nicht ausreichend oder nicht durchführbar gilt [63]. Ateshrang wiederum beschreibt die Technik aufgrund seiner Primärstabilität und niedrigen Rerupturrate als sinnvolle Alternative für Sportler [66].

Andere Sehnenplastiken wie die Griffelschachtelplastik nach Max Lange oder die V-Y-Plastik sind vor allem kleinen bis mittleren ($\leq 6\text{cm}$) chronischen Rupturen vorbehalten [25]. Hierfür wird eine Verschiebeplastik eines Achillessehnenkeils mit lokaler Naht des Sehnenmaterials durchgeführt, um die geschädigte Achillessehne zu adaptieren. Vorteil ist die Verwendung von autologem, ortsständigem Sehnenmaterial bei insgesamt niedrigem operativem Trauma. Darüber hinaus ist eine individuelle Anpassbarkeit möglich. Zusätzlich werden keine umliegenden Strukturen verletzt, gebohrt oder anderer Einfluss auf die Fußstabilität genommen. Dagegen spricht eine zum Teil problematische Einheilung, welche auf den häufig niedrigen Vaskularisierungsgrad zurückgeführt wird. Dagegen spricht weiterhin die perioperative Infektionsgefahr bei ausgeprägtem Zugangsweg. Die Komplikationsraten betragen rund 10% [25]. Allerdings zeigte sich in Folgeuntersuchungen, dass die in diesem Absatz beschriebenen Sehnenplastiken einer primär-offenen Nahttechnik bei isokinetischen Tests unterlegen waren.

Bei langstreckigen Achillessehnendefekten, bei welchen andere Techniken nicht möglich sind oder in der bisherigen Versorgung versagt haben [25], besteht die Möglichkeit des Sehnentransfers. Am häufigsten wird hierzu die Sehne des *M. flexor hallucis longus* genutzt. Vorteilhaft ist hierbei vor allem die gute Primärstabilität bei Fixation mit einer Interferenzschraube. Der verhältnismäßig kleine Zugangsweg bietet Vorteile bei der Wundheilung, während die Gefahr der Schädigung peripherer Nerven minimiert wird. Das resultiert in einer geringeren Komplikationsrate [64].

Über die erwähnten Techniken hinaus wurden in experimentellen Arbeiten die Vorteile der Substitution verschiedener Biologika überprüft. Hierzu soll die perioperative Injektion von Platelet-rich-Plasma [67, 68] oder micro-RNA [69] nur eine beispielhafte Erwähnung finden.

Perkutane Naht

Um die Risiken perioperativer Komplikationen bei großen Schnitten zu minimieren, wurde das Konzept der perkutanen Naht entwickelt. Erstbeschreiber waren Ma und Griffith im Jahr 1977 [70]. Hierbei werden kleine Hautschnitte im Operationsgebiet angefertigt, um das Nahtmaterial entlang der vorgegebenen Stichführung durch die Sehne zu flechten. Seit der Erstbeschreibung gab es verschiedenste technische Variationen und Innovationen, welche von der Verwendung von unterstützenden Instrumentarien (Achillon, Dresden-Instrument) bis zu endoskopisch-assistierten Techniken reichen [28]. Wichtig für die einwandfreie Durchführung der Technik ist eine schnelle Sicherung der Diagnose und frühe chirurgische Intervention, da durch die Bildung von Rupturhämatomen im Bereich der Ruptur eine adäquate Adaptation und Reposition der Sehnenenden erschwert wird [64].

Im Vergleich zu offen-chirurgischen Techniken entsteht hierbei ein geringeres Trauma mit minimiertem Infektionsrisiko. Zudem ist die Technik zeitsparender. Hierdurch können wichtige OP-Kapazitäten effektiver genutzt werden. Ebenfalls sind die perkutanen Nähte in der Primärstabilität konservativen Techniken überlegen, was eine geringere Patientencompliance voraussetzt [64]. Auch wird die Arbeits- und Sportfähigkeit im Vergleich zu anderen Techniken früher erreicht [63]. Daher ergeben sich aus der Literatur höhere Werte für die Therapiezufriedenheit der Patienten [63].

Nachteil der Technik ist vor allem die ungenügende Festigkeit der Naht in 50% der Fälle. Diese geht in 80% auch mit einer schlechten Adaptation der Sehnenstümpfe einher [25, 71]. Besonders die lineare Ausrichtung der Sehnenenden ist trotz besserer Schonung der peritendinösen Integrität seltener zu erreichen [12]. Die Festigkeit kann laut Amlang jedoch durch Verwendung einer proximalen Verankerung im Sinne einer Kirchmayr-Kessler-Naht verbessert werden [64]. Ein weiteres Problem besteht in der Schädigung des *N. suralis*, welcher dorsolateral in direkter Nachbarschaft zur Achillessehne verläuft.

Rehabilitation

Allen Rehabilitationskonzepten gemein ist die Immobilisation des betroffenen Beines in den ersten Tagen nach der operativen Therapie zur Vermeidung einer Schwellung im Operationsgebiet [12]. Im Anschluss erfolgt die individuelle Mobilisation. Hierdurch soll die allgemeine Sehnenheilung unterstützt werden. Es bildet sich im Rupturgebiet zunächst ein Hämatomkallus, welcher mit zellulären Bestandteilen und Wachstumsfaktoren durchsetzt ist. Dieser fixiert die Sehnenufer gegeneinander. Durch einsetzende Belastung im Heilungsverlauf erfolgt die Kontraktion des Hämatoms. Diese begünstigt die funktionelle Sehnenheilung, welche nur bei ordnungsgemäßer Adaptation möglich ist. Daher wurde vom Prinzip der belastungsfreien Rehabilitation zugunsten einer Frühmobilisation Abstand genommen [51].

Weiterhin verhindert die Frühmobilisation eine fortschreitende Wadenatrophie, Vernarbung und Nervenatrophie. Hierzu werden in der Literatur von verschiedenen Autoren verschiedenste Therapiekonzepte vorgeschlagen. In der modernen Rehabilitation werden Orthesen oder Spezialschuhe mit Hintereinstieg, Abrollrampe und Fersenerhöhung genutzt. Hiermit ist eine zeitnahe Voll- oder Teilbelastung mit Gehstützen möglich. Es gibt auch hierzu keine einheitlichen Standards.

Thermann [28] empfiehlt eine kurze Immobilisierung von ein bis drei Tagen, gefolgt von einer Mobilisation in einer Orthese oder einem Spezialschuh in Plantarflexion. Dieser muss über mindestens sechs Wochen ganztägig getragen werden, bevor er für weitere zwei Wochen nur tagsüber verwendet wird. Nach sonografischer Befundkontrolle kann die Orthese entfernt und die Physiotherapie intensiviert werden. Die physiotherapeutische Beübung umfasst zu Beginn isometrische Übungen in Verbindung mit Koordination und propriozeptiver Neurofaszikulation. Dann kann ein Übergang zu stärkerer Belastung und aktivem Muskeltraining stattfinden. Ab der 12. Woche können schließlich aktive Lauf- und Kräftigungsübungen durchgeführt werden.

Sutherland und Maffulli [72] propagierten im Jahr 1998 jedoch eine Vollbelastung ab dem ersten postoperativen Tag im Unterschenkelgips in Normalstellung. Hierunter soll die Physiotherapie mit isometrischen Übungen durchgeführt werden. Nach sechs Wochen und Entfernung des Gipses erfolgt schließlich die aktive Mobilisation.

Auch Amlang [64] präferiert die Vollbelastung im Gips ab dem ersten Tag postoperativ. Nach einer Woche erfolgt jedoch die Umstellung auf eine Orthese für 6 weitere Wochen und physiotherapeutische Beübung.

Trotz der inhaltlichen Unterschiede verfolgen die Konzepte übereinstimmend die frühmobilisierende Komponente. Hierbei soll ein Ausgleich zwischen Sehnenbe- und Entlastung stattfinden. Damit wird versucht, der Muskelatrophie, der Trophik und dem Verlust propriozeptiver Leistungsfähigkeit vorzubeugen [28].

Schlussendlich ist ein belastbares, funktionelles Resultat acht Monate nach Therapiebeginn zu erwarten. Biomechanische Unterschiede zu atraumatischem Sehnenmaterial lassen sich jedoch auch nach mehr als zwei Jahren noch nachweisen [73].

1.2.3. Zusammenfassende Betrachtung der Therapietechniken

Insgesamt gelten bei der operativen Versorgung einer Achillessehnenruptur die allgemeinen Operationsrisiken wie Infektion und Verletzung von Nachbarstrukturen wie dem *N. suralis* oder der *V. saphena parva*. Ebenso kann es postoperativ zu Kraft- und Bewegungseinschränkungen kommen [28].

Des Weiteren wurde die Qualität operativer Sehnenversorgungen bereits umfangreich untersucht. Hierbei zeigte sich eine hohe Patientenzufriedenheit mit guter postoperativer Belastbarkeit, welche auch sportliche Ertüchtigung nach der Regenerationsphase wieder zuließ. Insbesondere niedrige Rerupturraten von 1% bis 4% wurden nach der operativen Versorgung nachgewiesen [63, 64, 72, 74, 75]. 70% dieser Komplikation traten innerhalb der ersten 3 Monate auf [28]. Häufiger waren jedoch Wundheilungsstörungen und Infekte (2-12% der Fälle) zu nennen [64, 72, 74]. Vor allem die Komplikationsrate von offenen Techniken lag mit 23% deutlich über denen der minimalinvasiven Techniken [76].

Insgesamt besteht in der Literatur die geteilte Ansicht, dass sowohl konservative als auch operative Technik zielführende Ergebnisse erzeugen. Der derzeitige Konsens besagt, dass junge Patienten (≤ 50 . Lebensjahr) und sportlich ambitionierte Personen von einer operativen Therapie profitieren, da die höhere Primärstabilität und niedrigere Rerupturrate eine schnellere Mobilisation ermöglichen. Ältere Patienten und Nicht-Sportler können einer konservativen Therapie zugeführt werden. Aufgrund einer

fehlenden, eindeutigen Tendenz und vergleichbaren Ergebnissen des konservativen und chirurgischen Vorgehens obliegt die Therapieentscheidung jedoch nach wie vor der individuellen Einschätzung des Therapeuten. Dieser kann anhand der diagnostischen Befunde, der Compliance, wie des Nebenerkrankungs- und Anspruchsprofils sowie der eigenen Expertise die Vor- und Nachteile der Konzepte für den einzelnen Patienten abwägen. Ein Goldstandard besteht nicht.

1.3. LITERATURRECHERCHE

Orientierend diente zunächst die Dissertationsarbeit von Christoph Salewski [3], in welcher der aktuelle Stand der biomechanischen Sehnenversuche beleuchtet wird. Seine Auswertung von 30 *ex vivo*-Sehmentests wurde zur Wahl der zu verwendenden Nahttechnik genutzt. In seinen Ausführungen merkt er an, dass die Naht nach Kessler die zweithäufigste biomechanisch untersuchte Sehnenreparaturmethode nach der Krackow-Technik ist [3]. Sie soll die Technik der Wahl in dieser Arbeit sein.

Zu Beginn der Literaturrecherche steht die Frage, welche Datenlage derzeit bezüglich der Achillessehne, ihren Verletzungen und deren Versorgung existiert. Außerdem gilt es zu ermitteln, welche Rolle die Kirchmayr-Kessler-Nahttechnik mit ihren Variationsmöglichkeiten dabei spielt. Hierzu wurde eine Schlagwortsuche mithilfe von *pubmed* (<http://ncbi.nlm.nih.gov/pubmed>) durchgeführt, welche die internetbasierte Suchplattform des National Center of Biotechnology Information (NCBI) ist. Ergebnisse der Schlagwortsuche wurden auf thematische Relevanz geprüft und auf der Plattform frei verfügbare Artikel katalogisiert. Das gleiche Vorgehen wurde für die der Universität Tübingen frei verfügbaren Artikel gewählt.

1.3.1. Schlagwörter

Zu Beginn der Recherche wurde eine Liste von themenspezifischen Schlagwörtern für die systematische Suche erstellt. Veröffentlichungen, die nicht in englischer oder deutscher Sprache verfasst wurden, wurden ausgeschlossen. Eine zeitliche Eingrenzung wurde nicht vorgenommen. Für die Suche wurden Medical Subject Heading Terms (nachfolgend „MeSH-Terms“) verwendet. Diese Schlagworte werden von der National Library of Medicine festgelegt und verwaltet und können nicht frei gewählt werden. Sie dienen dem systematischen Überblick über die Schwerpunkte bereits veröffentlichter medizinischer Facharbeiten.

Grundlage für die Recherche zu dieser Arbeit sind die MeSH-Terms „Achilles“ und „Kessler suture“. Damit soll die Suche auf die zwei relevanten Themenbereiche der Arbeit eingegrenzt werden. Mit weiteren Schlagwörtern konnte die Liste der verfügbaren Fachartikel themenspezifisch eingegrenzt werden (vgl. Tabelle 2, Seite 31)

Tabelle 2 - MeSH-Terms und Suchbegriffe für die Literaturrecherche

| | |
|----------------------|---|
| MeSH-Terms | Achilles, Kessler suture |
| weitere Suchbegriffe | analysis, biomechanic, biomechanical, configuration, endurance, history, Kessler, limit, loop, pathology, pathophysiology, physiology, rehabilitation, stress, surgery, suture, technique, test, therapy, variation |

1.3.2. Durchführung der Literaturrecherche

Die initiale Suche mit den MeSH-Terms „Achilles“ auf der einen und „Kessler suture“ auf der anderen Seite zeigte, wie umfangreich die Thematik in der Literatur bereits bearbeitet wurde. Zum Themenbereich über Achillessehnen existierten zu Beginn der Recherche zahlreiche Veröffentlichungen in der internationalen Literatur. Der MeSH-Term „Kessler suture“ liefert ebenfalls umfangreiche Lektüre. Durch die Verwendung weiterer spezifischer Suchbegriffe wurde die Suche daher themenspezifisch eingegrenzt. Die Verwendung des Booleschen Operators „AND“ diente der weiteren Eingrenzung.

Im Anschluss wurde die Anzahl der Ergebnisse festgehalten und katalogisiert. Die Katalogisierung wurde anhand des Literatur-Verwaltungssystems Endnote durchgeführt. Mit seiner Hilfe wurden während der Recherche doppelte Suchergebnisse herausgefiltert und die Literatur so auf 1009 (Achilles) bzw. 39 Veröffentlichungen (Kessler) eingeschränkt. Danach konnte die recherchierte Literaturliste anhand der Thematik bzw. der verfügbaren Abstracts auf thematische Relevanz geprüft werden. Zutreffende Titel wurden im Anschluss thematisch bearbeitet.

Der Schwerpunkt der gesuchten Literatur lag auf dem aktuellen Standpunkt der Wissenschaft zur Pathophysiologie der Achillessehnenruptur, deren Therapie und der Rolle der Kirchmayr-Kessler-Naht in ihren Variationen und Modifikationen. Deren biomechanische Eigenschaften waren folglich Ziel des praktischen Versuchsteils und sollten mit dem aktuellen Stand der Literatur verglichen werden.

Die Suchergebnisse konnten in drei Gruppen eingeteilt werden:

- Biomechanische Studien untersuchten die physiologischen und pathophysiologischen Eigenschaften von Achillessehnennähten *in vivo* und *ex vivo*,
- klinische Studien werteten die Ergebnisse der therapeutischen Bemühungen aus,
- Reviews verglichen Abhandlungen der oben genannten Gruppen untereinander und lieferten einen Überblick über den wissenschaftlichen Stand.

Die Quellen dieser Arbeiten wurden zudem ausgewertet und die Literaturliste um relevante Veröffentlichungen erweitert.

1.3.3. Literaturaufbereitung

Grundlage des wissenschaftlichen Vergleichs sind die biomechanischen Arbeiten über verschiedenen Varianten der Kirchmayr-Kessler-Naht. Die Studien wurden auf verschiedene Parameter hin untersucht:

1. Fallzahl
2. Verwendete Technik, Material und mögliche Variationen
3. Aufarbeitung der Daten und statistische Auswertung

Klinische Studien und Reviews dienten zudem als thematische Einbettung der Arbeit. Erwähnte Erstveröffentlichungen dienten der thematischen Vertiefung.

Vergleichend mit der Arbeit von Salewski [3] wurden die zu untersuchenden Variablen festgelegt, die Testparameter angepasst und das Studiendesign übernommen. Ableitend von seinem Ergebnis wurde basierend auf Vorversuchen schließlich eine Fallzahlberechnung durchgeführt und die Forschungsfrage dieser Arbeit formuliert.

1.4. FORSCHUNGSFRAGE

Im Mittelpunkt der Arbeit steht die Frage, ob eine bereits bekannte Sehnennahttechnik zur Therapie der Achillessehnenruptur durch eine einfache Veränderung der Nahtkonfiguration einen signifikanten Zuwachs an Maximalkraft $F_{max} [N]$ erhalten kann. Der Fokus liegt auf einer variierten Form der doppelt-modifizierten Kirchmayr-Kessler-Naht, welche mit einer gewöhnlich konfigurierten Form als Referenz verglichen wird. Als Grundlage hierfür dienen biomechanische Zugversuche *ex vivo* in einem Schweinesehenmodell.

Es ergeben sich die für diese Arbeit gültigen Hypothesen (Nullhypothese H_0 und Arbeitshypothese H_1):

H_0 : Es besteht *kein* Unterschied zwischen der doppelt-modifizierten Kirchmayr-Kessler-Naht und der variierten doppelten modifizierten Kirchmayr-Kessler-Naht bezüglich der Maximalkraft $F_{max} [N]$ im Hinblick auf die jeweilige Nahtkonfiguration. Die Variante ist der Referenznaht *nicht* überlegen.

H_1 : Es besteht ein Unterschied zwischen der doppelt-modifizierten Kirchmayr-Kessler-Naht und der variierten doppelt-modifizierten Kirchmayr-Kessler-Naht bezüglich der Maximalkraft $F_{max} [N]$ im Hinblick auf die jeweilige Nahtkonfiguration. Die Variante ist der Referenznaht überlegen.

1.4.1. Abgrenzung von verwandten Themen

Folgende Themen sind nicht Teil der wissenschaftlichen Aufarbeitung dieser Arbeit:

Pathologien und Erkrankungen der Achillessehne

Der Fokus dieser Arbeit liegt auf der Therapie der akuten Achillessehnenruptur. Andere Krankheiten und Pathologien wie zum Beispiel chronische oder subakute, spät diagnostizierte Achillessehnenrupturen benötigen ein anderes therapeutisches Vorgehen.

Achillodynie oder damit verwandte Pathologien der Sehne bedürfen aufgrund der zugrundeliegenden Degeneration oder Atrophie ein ganzheitliches Konzept, welches von der Behandlung der Folgepathologien abweicht.

Ebenso sind verlängernde, plastische Therapien wie beispielsweise beim *Pes equinovarus* („Klumpfuß“) nicht Teil dieser Arbeit.

Grafts, Nahtmaterialien, Additive, Naht des Peritendineums

In der Literatur wurden in mehreren Arbeiten Versuche an Interponaten oder vorverstärkenden Additiven wie Bio-Adhäsiven oder Fibrinkleber beschrieben. Diese sind nicht Teil dieser Arbeit. Ebenfalls findet keine Verwendung einer peritendinösen Naht statt. Der alleinige Fokus liegt auf der Kernnaht der Sehnenreparatur.

2. METHODIK

Im Mittelpunkt dieser Arbeit steht die doppelt-modifizierte Kirchmayr-Kessler-Naht. In einem Vergleich soll geklärt werden, inwiefern eine Veränderung der Nahtkonfiguration mit Erweiterung der Zirkumferenz der distalen und proximalen Fadenschlingen einen biomechanischen Vorteil bewirkt. Für die Untersuchung wurde eine Materialprüfmaschine des Typs ZwickRoell Zwicki-Line Z2,5kN und ein optisches Video- und Vermessungssystem vom Typ GOM PONTOS 5M verwendet. Die Präparation der verwendeten Schweinesehnen, das Einpassen des biologischen Materials in die Versuchsanordnung und die Durchführung der entsprechenden Nahttechnik waren Teil der praktischen Versuchsarbeit. Für sämtliche Nähte wurden Fäden des Typs Orthocord® in der Fadenstärke 2 benutzt. Das Versuchsprotokoll wurde der Arbeit von Salewski [3] entnommen. Es stellt das grundlegende Testprotokoll der Arbeitsgruppe dar. Die Fallzahlplanung und Auswertung fanden mit Unterstützung durch das Institut für Klinische Epidemiologie und angewandte Biometrie in Tübingen statt.

2.1. MATERIAL

Das Testprotokoll orientierte sich streng an dem durch Ateschrang etablierten Testaufbau [77] und an dem in der Dissertationsschrift von Salewski eingeführten Protokoll der Arbeitsgruppe [3]. Grundlage der Versuche bildete die Verwendung von hinteren rechten Schweinefüßen. Als Sehnenmodell soll in dieser Arbeit die Sehne des *M. flexor digitorum profundus* dienen. Im Testaufbau wurde die Zwicki-Line 2,5kN der Firma Zwick GmbH & Co. KG als Materialprüfmaschine für einachsige Zugversuche verwendet und die erhaltenen Messdaten wurden mithilfe der zugehörigen Software TestXpert® dokumentiert. Eine PONTOS 5M wurde im Versuchsaufbau als optische Vermessungseinheit eingesetzt. Für die Sehnennaht wurde Orthocord® in der Fadenstärke USP #2 verwendet.

2.1.1. Sehnenmaterial

Für diese Arbeit wurde porcines Sehnenmaterial verwendet, welches aufgrund seiner anatomisch-physiologischen Gegebenheiten Ähnlichkeit zu menschlichem Sehnenmaterial hat und bereits in der biomechanischen Arbeit etabliert ist. Darüber hinaus war eine gute Verfügbarkeit in benötigter Menge notwendig. Das Schweinsehnenmodell ist in der biomechanischen Literatur ein bereits etablierter Standard, der den Ansprüchen an das Material dieser Arbeit entspricht [78]. Peltz et al. beschreiben in ihrer Arbeit signifikante histologische Unterschiede in Dichtigkeit und histologischer Beschaffenheit zwischen menschlicher Sehne und Schweinsehne [79]. Hausmann et al. [80] fanden eine bessere Vergleichbarkeit zwischen menschlichem Sehnenmaterial und Schafsehnen. Allerdings ist die Verfügbarkeit solchen Materials im Vergleich zum Schweinmodell schlechter zu gewährleisten. Auch im Hinblick auf die standardisierte Verwendung in der Arbeitsgruppe soll die Verwendung von porcinem Sehnenmaterial in diesem Versuchsaufbau lediglich als Modell dienen. Die Verwendung hatte sich in Vorarbeiten bereits als zielführend erwiesen [3, 77].

Schweinefüße waren als Schlachtabfall eines regionalen Schlachtbetriebs (Fa. Emil Färber GmbH & Co. KG, Balingen) im Rahmen der Lebensmittelerzeugung in größeren Mengen vorrätig. Ihre Verwendung war ethisch vertretbar. Kein Tier wurde ausschließlich zur Verwendung in dieser Arbeit getötet. Das Material konnte am Tag der Verarbeitung direkt vom Betrieb bezogen werden. Für die Versuche wurden ausschließlich hintere rechte Schweinefüße verwendet. Im Schlachtvorgang wurden diese oberhalb des *Calcaneus* abgetrennt und gekühlt verpackt. Nach Abholung erfolgte noch am selben Tag die Präparation der Sehnen.

Zur Gewinnung der *Tendo musculi flexor digitorum profundus* wurde die Haut an der Volarseite der Länge nach gespalten und das überflüssige Fett- und Bindegewebe entfernt. Die Sehne des *M. flexor digitorum superficialis* wurde dargestellt und im Anschluss durchtrennt. Darunter konnte die *Tendo musculi flexor digitorum profundus* identifiziert werden. Sie wurde nach proximal in ihrer gesamten Länge bis zum Ansatz des Muskelbauches freigelegt und aus ihrem Gleitlager gelöst. Nach distal wurde die Sehne kurz vor ihrem Insertionspunkt durchtrennt und aus dem umliegenden Gewebe gelöst (vgl. Abbildung 9, Seite 37).

Im Anschluss wurden die Sehnen auf Unversehrtheit geprüft, der größte und kleinste Längsdurchmesser vermessen und die Querschnittsfläche $A [mm^2]$ berechnet. Nachdem die Werte notiert wurden, wurden die Sehnen einzeln in Beutel verpackt und bei $-20^{\circ}C$ eingefroren. Die Sehnenverpackung wurde nummeriert und mit dem Präparationsdatum versehen.



Abbildung 9 - Präparation des Schweinefußes v.l.n.r.: Entfernung der Haut; Entfernung der Tendo m. flexor digitorum superficialis und Darstellung Tendo m. flexor digitorum profundus (mit Faden markiert); freipräparierte Sehne

2.1.2. Nahtmaterial

Zur besseren Vergleichbarkeit mit anderen Arbeiten der Arbeitsgruppe für Sehnenversuche (vgl. Salewski [3] und Ateschrang [77]) wurde als Nahtmaterial Orthocord® (DePuy Synthes Mitek Sports Medicine, a division of Johnson & Johnson Medical Limited) in der Fadenstärke #2 nach USP (ca. 0,5mm Diameter) mit einer Fadenlänge von 90cm benutzt. Die Fäden wurden zur Ressourcenschonung auf 30cm gekürzt. Dies stellte im Rahmen der Versuchsreihe einen systematischen Fehler dar.

Der Orthocord®-Faden ist ein Kompositprodukt, bestehend aus einem resorbierbaren Polydioxan (PDS®) -Kern und umgeben von einem nicht resorbierbaren Polyethylen-Mantel. Der Faden ist zudem mit einer Kombination von 90% Caprolakton und 10% Glykolid beschichtet. Er ist für die Adaption und Ligatur von Weichteilgewebe zugelassen. Orthopädisch-traumatologische Verfahren sind ausdrücklich in der Indikationsstellung erwähnt [81].

Im Rahmen der biomechanischen Untersuchungen wurden zusätzlich Versuche am Fadenmaterial mithilfe des geltenden Versuchsprotokolls durchgeführt. Hier erreichte das Material bei einsträngigen Versuchen durchschnittlich eine Maximalkraft von $275,96\text{N} \pm 3,68\text{N}$, bei Versuchen mit zwei jeweils einzeln geknüpften Fäden eine Maximalkraft von $434,43\text{N} \pm 8,67\text{N}$ (vgl. Tabelle 21, S. XXIV).

In der Literatur wurde das Fadenmaterial in verschiedensten biomechanischen Versuchen eingesetzt. Hierbei zeigt sich, dass die maximale Belastbarkeit ähnlich weiterer Komposit-Fäden (z.B. FiberWire[®]) ist. Orthocord[®] zeigt in der Arbeit von Türker et al. [82] eine hohe maximale Belastbarkeit und eine geringe Tendenz zur Elongation des Nahtmaterials bei kleinem Knotenvolumen. Jedoch erwies sich gerade die Knotensicherheit aufgrund erhöhter Tendenz zur Dilatation der Fadenschlinge anderen Kompositmaterialien unterlegen. Ein in der Literatur beschriebener, deutlicher Vorteil des Knotens ist die geringere Bakterien-Adhärenz in der Arbeit von Masini [83].

Das Fadenmaterial gehörte zum Zeitpunkt der Versuchsarbeit zum Standard im Bereich Weichteilligatur in den BG Unfallkliniken Tübingen und war daher als Teil der Sehnenversuche prädestiniert.

2.1.3. Versuchsaufbau

Der Versuchsaufbau folgte dem durch Ateshrang [77] und Salewski [3] vorgegebenen Prinzip. Grundlage bildete eine Materialprüfmaschine, die für einachsige Zugversuche ausgelegt war. Zusätzlich wurde eine optische Vermessungseinheit eingesetzt.

Materialprüfmaschine – ZwickRoell Zwicki-Line Z2,5kN

Für die Zugversuche wurde die Materialprüfmaschine der Firma Zwick/Roell Zwicki-Line Z2,5kN, versehen mit einer Kraftmessdose des Typs Zwick/Roell Typ XForce HP, genutzt. Die Prüfmaschine selbst ist für einachsige Druck- und Zugversuche ausgelegt. Es können sowohl statische als auch zyklische Versuche mit linearen Zugbelastungen durchgeführt werden. Der Aufbau der Maschine besteht aus einem festinstallierten Rahmen mit Tisch und Fixierpunkten an der Basis sowie einer vertikal fahrbaren Traverse mit Fixierpunkten darüber. An der Traverse ist die Messdose befestigt. Sie verfügt über einen Messbereich von 165% der Nennkraft der Prüfmaschine. An den Fixierpunkten kann das jeweilige Präparat eingespannt werden.



Abbildung 10 - Materialprüfmaschine Zwicki-Line 2,5kN in der Versuchsanordnung

Die Prüfmaschine wurde über ein zugehöriges Computerprogramm (TestExpert II[®]) auf einer Rechneinheit gesteuert. Darüber hinaus übertrug die Maschine die Messdaten mit einer Frequenz von 100Hz an die Software. Diese war in der Lage, die ermittelten Daten auszuwerten, grafisch darzustellen und zu sichern. Als Ausgabe diente eine Microsoft Excel-Datei mit comma separated values (*.csv). Diese wurde später zur Auswertung herangezogen.

Fixation der Präparate im Versuchsaufbau

Um verlässliche Zugversuche durchführen zu können, wurde eine verlässliche Spannvorrichtung als Verbindung zwischen Sehnenmaterial und Materialprüfmaschine benötigt. Als Grundlage diente die in der Arbeitsgruppe bereits implementierte Konstruktion (vgl. Salewski [3], Ateschrang [77]). Anforderung an die Fixierung war eine möglichst verlustfreie Kraftübertragung von der Prüfmaschine auf das Sehne-Naht-Konstrukt im einachsigen, vertikalen Zugversuch. Das proximale Ende der Sehne wurde in der oberen Halterung und das distale Ende in der unteren Halterung eingespannt.

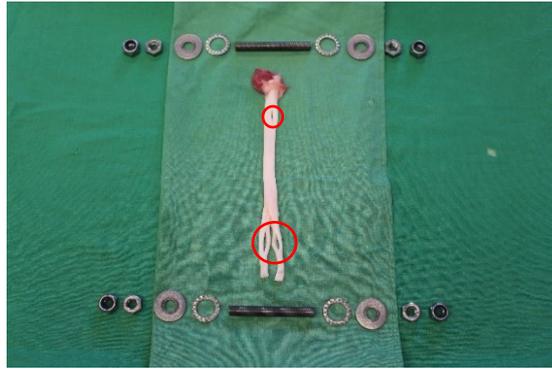


Abbildung 11 - Bestandteile der Fixierung, Gewebetunnel (rot eingekreist)



Abbildung 12 - Montagebeispiel

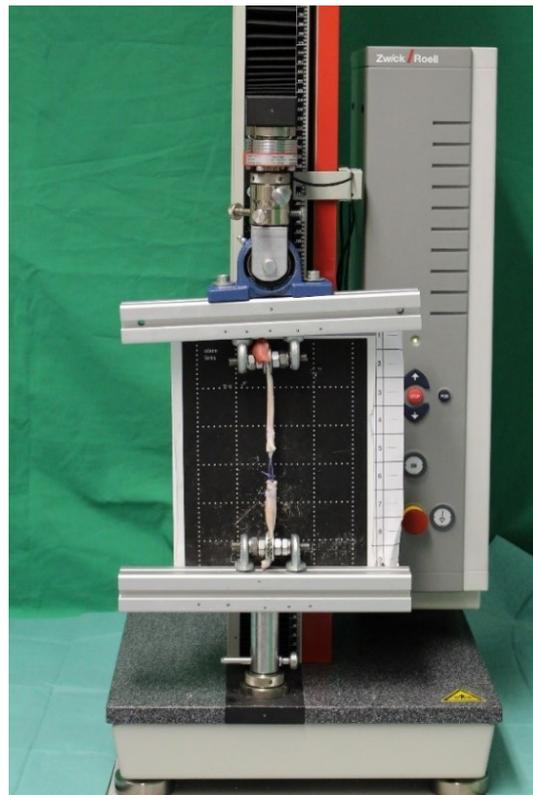


Abbildung 13 - Haltevorrichtung während eines Zugversuches

Die Halterungen bestanden aus einer Gewindestange (M10-Gewinde), Fächerscheiben (DIN 6798 IZ AZ 12,5mm), Unterlegscheiben (DIN 9021), Edelstahlmuttern (M10-Innengewinde, DIN 934) und selbstsichernden Muttern (M10-Innengewinde DIN 934). Ösen mit M8-Schraubgewinde, welche über Nutensteine in ein Aluminiumprofil an der Materialprüfmaschine eingebracht wurden, dienten als Aufhängung.

Die Sehne wurde an den jeweiligen Enden getunnelt und von der Gewindestange durchstoßen. Anschließend wurden beidseits die Fächerscheiben, gefolgt von Unterlegscheiben, aufgeschoben. Danach wurden die Edelstahlmuttern von beiden Seiten aufgedreht und mit einem handelsüblichen Schraubenschlüssel primär verschlossen. Die abschließend angebrachten, selbstsichernden Muttern sollten die Konstruktion gegen ein Zurückdrehen der Muttern sichern. Hierauf folgend wurden die Gewindestangen in die Ösen eingehängt. Die Halterung wurde in vorhergehenden Versuchsreihen bereits auf eine Zugkraftaufnahme von mindestens 1000N validiert [3].

Vermessungssystem GOM PONTOS 5M

Während die Materialprüfmaschine nur die benötigte Kraft sowie den gesamten Verfahrweg der Traverse aufzeichnen kann, wurde für die Vermessung der Dehnsenkbildung und der weiterführenden Längenänderungen am Sehne-Naht-Konstrukt ein optisches 3D-Vermessungssystem herangezogen.

Die PONTOS 5M der Firma GOM (Gesellschaft für optische Messtechnik, Braunschweig) ist über zwei CCD-Kameras (charge coupled device) in der Lage, Bilder mit einer Abtastungsfrequenz von bis zu 15Hz bei einer Auflösung von maximal 2448x2048 Pixel aufzunehmen und mithilfe des Steuercomputers Punktverschiebungen von bis zu 5µm darzustellen [84]. Hierfür können spezielle Klebepunkte als Referenz genutzt werden. Aufgrund der Materialbeschaffenheit der Sehne wurde in dieser Arbeit eine manuelle Auswertung über Pixelverschiebungen durchgeführt. Zur Verwendung wurde die Kameraeinheit auf einem Tripod fixiert und der Materialprüfmaschine gegenüber aufgestellt. Die Bilddaten wurden durch das Kamerasystem mit der zugehörigen Software aufgezeichnet und für die weitere Analyse archiviert.

Das System wurde bereits erfolgreich in der biomechanischen Evaluation von Osteosynthese-Versuchen verwendet [84] und durch Ateschrang für die Verwendung bei Sehnenversuchen validiert [77].



Abbildung 14 - PONTOS 5M Vermessungssystem



Abbildung 15 - Rechnereinheiten während der Versuchsdurchführung: PONTOS 5M-Vermessungseinheit, digitale Dokumentation mit Microsoft EXCEL, Steuersoftware für Zwicki-Line 2,5kN-Testmaschine Test Xpert II (v.l.n.r.)

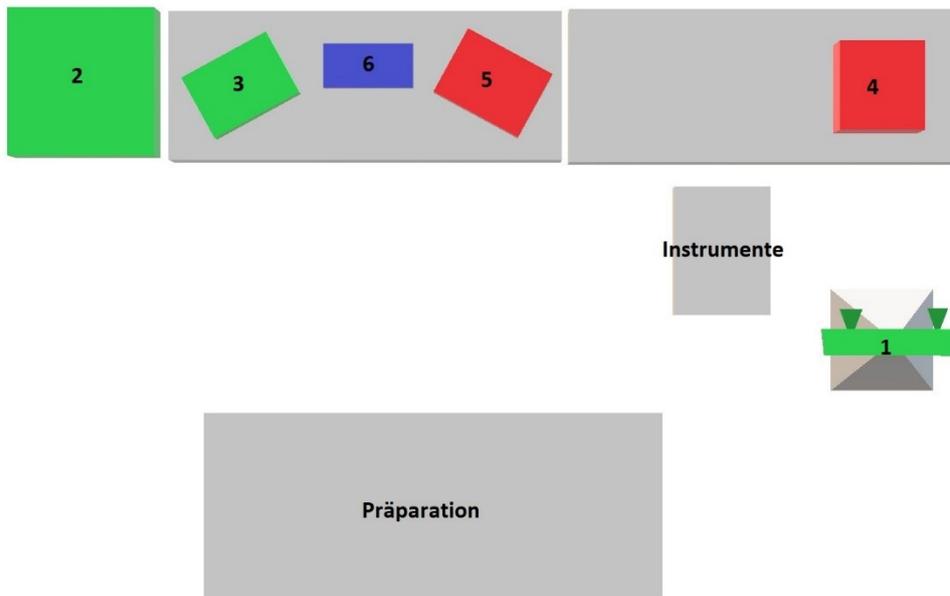


Abbildung 16 - Schema des Laboraufbaus: grün: PONTOS 5M (1) mit Rechnereinheit (2) und Bildschirminheit (3) rot: Zwicki-Line Z2,5kN (4) mit Bildschirm und Rechnereinheit (5) blau: Dokumentation (6)

2.2. METHODEN

Die verwendete Nahttechnik in entsprechender Variation und die darauf resultierende Bedeutung für die formulierte Forschungsfrage wird beschrieben. Angeführt werden das verwendete Testverfahren und die biomechanischen Testkriterien. Eine vertiefende Beschreibung der verwendeten Materialien und Testaufbauten erfolgt im darauffolgenden Kapitel.

2.2.1. Auswahl der Nahttechnik

Für die biomechanische Evaluation wurde mit der Kessler-Naht eine Technik gewählt, die es aufgrund ihres simplen Aufbaus ermöglicht, durch einfache Veränderungen Einfluss auf ihre biomechanischen Eigenschaften zu nehmen. Die Kessler-Naht (11 Untersuchungen) gehört neben der Krackow-Technik (18 Untersuchungen) zu den am besten untersuchten Nahttechniken in der Achillessehnen-Literatur [3]. Betrachtet wurden in der Literatur vielseitige Variationen der Naht wie beispielsweise die Veränderungen der Fadenanzahl, des Fadenmaterials, der Schlaufenkonfiguration und der Nahtgeometrie [85]. In dieser Arbeit wird nun der Einfluss der Zirkumferenz der distalen Schlaufenkonfiguration auf das Dehiszenzverhalten und die Maximalkraft bei Nahtversagen geprüft. Bisher ist ein Einfluss auf die Biomechanik in dieser Konfiguration in der Literatur noch nicht beschrieben.

Um die nötige Kraftübertragung auf die stark belastete Achillessehne zu gewährleisten, wurde eine doppelt-modifizierte 4-Strang-Variation der Kessler-Naht mit zwei verwendeten Fäden gewählt. Es wurde erwartet, dass diese Variante aufgrund vergrößerter Reibungskräfte am ehesten den postoperativen Ansprüchen an eine Achillessehnenreparatur-Technik entsprechen kann. Shaieb et al. zeigten in ihrer biomechanischen Betrachtung nahezu eine Verdopplung der Maximalkraft bei der Verwendung einer doppelten Kessler-Naht im Verhältnis zur einfachen Variante [86]. Die doppelte Kessler-Naht stellt eine adaptierende Sehnennaht dar. Sie sorgt für die Verbindung der beiden dislozierten Sehnenstümpfe und soll den Heilungsprozess unterstützen. Auch schützt sie die Sehnenreparatur vor Dehiszenz bei direkter Belastung des Vorfußes. Der Aufbau der Naht ist an den Faserverlauf der Sehne angepasst. Die postoperative Wundheilung an den Rupturenden der Sehne wird dadurch, zusammen mit geringer Sehnenquetschung, nur geringfügig gestört.

Grundlage der Kessler-Nahttechnik sind jeweils proximal und distal des Rupturufers angeordnete Transversalstiche, welche durch longitudinale Stiche verbunden werden, um den Rupturspalt zu überbrücken und die Sehnenenden zu adaptieren. Die Erstbeschreibung durch Kessler und Nissim [87] sieht hierbei im Bereich der Querführung - 1cm entfernt vom Rupturspalt - ein Umgreifen von ca. 25% des Sehngewebes vor, welches anschließend mit einem Knoten gesichert wird. Die originale Naht nutzt zwei einzelne Fäden (vgl. Abbildung 17). Diese werden in Form zweier L-förmiger Stiche eingebracht und anschließend miteinander verknotet. In einer nachfolgenden, erklärenden Veröffentlichung bezeichnete Kessler selbst die Naht als „*grasping technique*“. Eine ähnliche Technik wurde bereits 1917 durch Kirchmayr beschrieben. Sie sah ein Unterstechen der Naht ohne Knotenbildung vor. Allgemein wird in heutiger Zeit von einer Kirchmayr-Kessler-Naht gesprochen. Die Variante mit Schlaufenbildung basiert auf einer fälschlichen Darstellung durch Urbaniak [85].

In einer biomechanischen Vergleichsarbeit von Herbort et al. [88] über die Nutzung einer modifizierten Kessler-Naht und der Bunnel-Technik, dem bis dato in der Sehnenrekonstruktion geltenden Goldstandard, wird zudem postuliert, dass die alltägliche zyklische Belastbarkeit der Kessler-Naht anderen Reparaturmöglichkeiten nicht unterlegen ist.

Die in dieser Arbeit verwendete Modifikation der Kessler-Naht verläuft u-förmig auf beiden Seiten des Rupturspalts. Kennzeichnend für die Kessler-Nahttechnik ist die Bildung von je zwei greifenden Schlaufen an den jeweiligen Polen der Naht. Diese bilden die Verankerung des Fadens proximal und distal der Ruptur. Kommt es zu achsengerechtem Zug auf die Sehne, umgreifen diese Schlaufen einen umstochenen Faseranteil des Sehnenquerschnitts. Dadurch wird eine axiale Kraft orthogonalisiert und die Reibungskräfte zwischen Faden und umschlossenem Faserbündel werden erhöht.

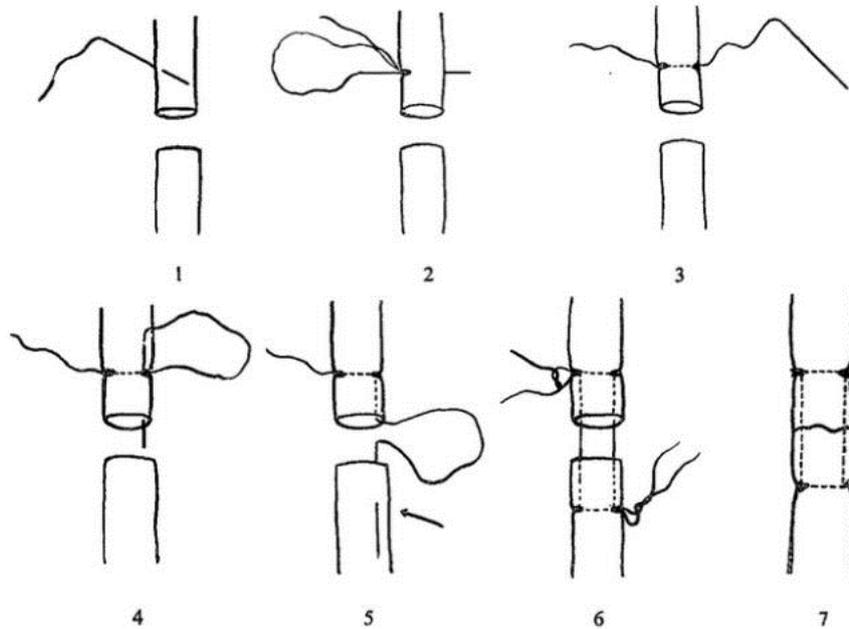


Abbildung 17 - Schematische Darstellung der Nahtkonfiguration aus der Veröffentlichung Kesslers, 1973 [89]: Ausgehend von einem transversalen Stich durch das Sehnenbündel wird der Faden lateral mit einem Knoten fixiert. Im Anschluss erfolgt der longitudinale Stich über den Rupturspalt hinaus und eine weitere Knotenfixierung. Die Prozedur wird spiegelbildlich auf der gegenüberliegenden Seite wiederholt. Es entstehen zwei L-förmige Nähte, welche miteinander verknötet werden.

In der Literatur werden auch verschiedene Konfigurationen für diese Verankerungen erwähnt. Die klassische, greifende, schlaufenförmige Fadenführung ist von Isidor Kessler [87] beschrieben. Sie führt nicht zu einer Überkreuzung in der Fadenführung, sondern umgreift ein definiertes Fadenbündel nur teilweise. Sie wird auch als *grasping*-Technik [89] bezeichnet. Des Weiteren findet man eine schlingenbildende Technik, bei welcher es zu einer Überkreuzung in der orthogonalen Fadenführung kommt. Dadurch wird das umstochene Fadenbündel in seiner Gänze umgriffen. Diese wird nach Pennington [90] auch als *locking-loop*-Technik bezeichnet.

In dieser Arbeit wird die *grasping*-Technik verwendet. In der Literatur wird zwar durch Hotokezaka und Manske [91] sowie Wada et al. [92] ein signifikanter Vorteil des *locking-loop* gegenüber der *grasping*-Technik bei Dehiszenz und Maximalkraft nachgewiesen, jedoch ist auf der Basis der *Grasping*-Technik eine Verlängerung des extratendinösen Fadenverlaufs in der distalen Verankerung eher zu ermöglichen. Dadurch kann eine Vergleichbarkeit der beiden Konfigurationen für die Zwecke dieser Arbeit am ehesten erreicht werden.

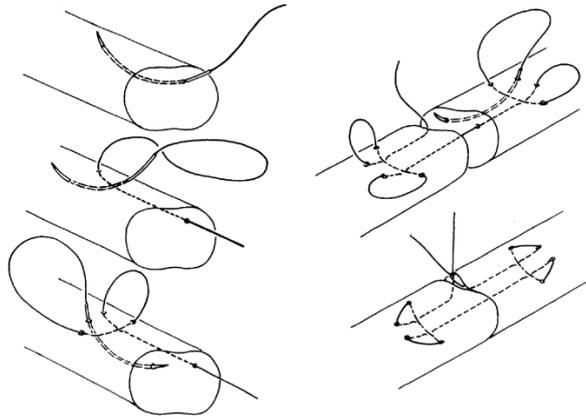


Abbildung 18 - *Modifikation nach Pennington [90]: Die Schlaufen hinterlaufen die transversalen Stiche und bilden hierdurch eine schließende Schlaufe. Die umgriffenen Faserbündel werden fest umgriffen.*

Die Achillessehne kann vereinfacht als parallele Anordnung vieler Sehnenfasern in gleicher Richtung verstanden werden. Die quervernetzenden Kräfte zwischen den Fasern sind dabei nur gering ausgeprägt, während axiale Kräfte wesentlich höherer Intensität aufgenommen werden können. Der proximale und der distale Anker sollen hierbei das Gleiten des Fadenmaterials durch die Sehne verringern.

Die Fadenführung verlief bei der verwendeten Modifikation vom Rupturspalt aus. Hier wurde im lateralen Bereich der Sehne eingestochen. Von hier aus verlief der Faden zunächst parallel zum Faserverlauf. Der Ausstich wurde 20mm entfernt vom Rupturufer an der Längsseite der Sehne durchgeführt. Von hier wurde der Faden auf gleicher Höhe nach lateral geführt, am Scheitelpunkt der Sehnenzirkumferenz quer zum Faserverlauf eingestochen und dann orthogonal durch die Sehne zur gegenüberliegenden Seite geführt. Dort wurde der Faden wieder nach vorn geführt und parallel zum Faserverlauf in Richtung Rupturspalt gestochen. Dies wurde mit dem gleichen Faden beim gegenüberliegenden Sehnenstumpf wiederholt. Ein zweiter Faden verlief medial des ersten Fadens. Sein Ausstich wurde 15mm vom Rupturufer durchgeführt. Sonst entsprach sein Verlauf dem des ersten Fadens. Dadurch ergaben sich auf jeder Seite der Ruptur zwei Etagen der Schlingen. Vier Fadenstränge kreuzten den Rupturspalt. Die Referenznaht wird im Folgenden auch als doppelt-modifizierte Kessler-Naht (abgekürzt dmK) oder Referenz bezeichnet.



Abbildung 19 - schematische Darstellung der Fadenführung im Bereich der Schlaufenanker distal bzw. proximal des Rupturufers in der Coronarebene; zur Vereinfachung ist nur ein Fadenverlauf dargestellt. Links ist die Referenznaht, rechts die Variante dargestellt

Zum Vergleich dient eine Variation der distalen und proximalen Schlingenbildung. Hierzu wurde in der Vergleichsgruppe der Faden nach dem Ausstich nicht am Scheitelpunkt der Sehne wieder quergeführt, sondern weiter um die Sehne nach hinten gelegt, um dort eingestochen zu werden. Die umschlungene Fasermenge wurde hierdurch erhöht. Dieser Verlauf galt für beide Fäden in dieser Variante. Diese Nahtkonfiguration wird im Folgenden als variierte doppelt-modifizierte Kessler-Naht (abgekürzt vdmK) oder Variante bezeichnet.

Nach Abschluss der Naht wurden die Rupturenden mit Hilfe des Fadens adaptiert. Zur Sicherung wurden jeweils fünf chirurgische Instrumenten-Knoten durchgeführt.

2.2.2. Auswahl des Testverfahrens

Getestet wurde die statische Belastbarkeit der Sehnenreparaturen anhand eines einachsigen Zugversuches. Zur Verfügung stand eine Testmaschine des Typs Zwicki-Line 2,5kN. Mit ihr konnten statische und eingeschränkt auch zyklische Belastungen mit geringer Anfahrtsgeschwindigkeit generiert werden. Es war nicht möglich, eine der physiologischen Belastung der Achillessehne nachempfundene dynamische Belastung wie Gang oder Sprung zu simulieren. Für die Materialtests wurde ein einachsiger Zugversuch verwendet.

2.2.3. Auswahl der Testkriterien

Statische Belastungsgrenze

Tests am Fadenmaterial (Orthocord[®] USP #2) ergaben für die Verwendung von zwei einzeln geknoteten Fäden mit vier kreuzenden Strängen eine Belastungsgrenze von maximal 543N (vgl. Tabelle 21, S. XXIV). Dieser Wert wurde als maximal erreichbare Belastungsgrenze angenommen. In Vorversuchen erreichte die Referenznaht Belastungsgrenzen von bis zu 411N.

Als relevanter Unterschied zwischen den Nahttechniken wurde eine Differenz der Mittelwerte von 50N festgelegt. Eine Nahttechnik sollte der anderen aus praktischer Sichtweise ab einer Differenz von 5kg überlegen sein. Die statische Belastungsgrenze wird in dieser Arbeit als *Maximalkraft* $F_{max} [N]$ bezeichnet.

Dehiszenzbildung

Die Dehiszenzkraft wurde als jene Kraft festgelegt, bei welcher das Sehnen-Nahtkonstrukt auf einen Spalt von 3mm erweitert wird. Dieser Spalt soll zwischen den Rupturenden per definitionem vor der zu erwartenden maximalen Belastungsgrenze $F_{max} [N]$ entstehen. Sie wird im Rahmen dieser Arbeit als *Dehiszenzkraft* $F_{3mm} [N]$ bezeichnet. Ein Versagen der Naht vor dem Erreichen einer 3mm-Spaltbildung wurde als Ausschlusskriterium festgelegt. Es galt daher: $F_{max} [N] > F_{3mm} [N]$.

Um eine Vergleichbarkeit der *Maximalkraft* $F_{max} [N]$ zwischen den unterschiedlichen Nahtkonfigurationen zu ermöglichen, wurde festgelegt, dass die variierte doppelt-modifizierte Kessler-Naht der Referenznaht in der Dehiszenzkraft nicht unterlegen sein darf. Unterlegenheit wurde festgelegt auf einen Unterschied von 10N (entsprechend 1kg) zwischen Variante und Dehiszenzkraft, wobei die Variante die niedrigeren Werte vorweist.

2.3. VERSUCHSDURCHFÜHRUNG

Dieser Abschnitt beschreibt die aktive Umsetzung des Versuchs. Am Anfang stehen hierbei Aufbau und Konfiguration des Versuchsaufbaus sowie die Koordination der Testmaschinen. Inhalt des aktiven Anteils der Arbeit ist die Präparation des Sehnenmaterials und Aufbereitung für die Zugversuche. Nach Anbringung der Haltevorrichtung erfolgt die Sehnennaht. Nach dem händischen Part müssen die mechanischen und optischen Daten ausgewertet und dokumentiert werden. Im Anschluss erfolgt die Aufbereitung zur statistischen Bearbeitung.

2.3.1. Manuelle Durchführung

Konfiguration des Testprotokolls

Durch die Arbeit von Salewski [3] und Ateschrang [77] besteht bereits ein validierter Testaufbau inklusive Testprotokoll, welcher zur Vergleichbarkeit der Daten beibehalten wird.

Das Testprotokoll sieht hierin vier Phasen vor (vgl. Abbildung 20, Seite 52):

1. Phase = Vorspannung

vertikales Anfahren der Materialprüfmaschine mit 2mm/s bis zum Erreichen einer Zugkraft von 10N, anschließender Stopp.

2. Phase = Setzphase

Halten der in der ersten Phase erreichten Position für 15 Sekunden. In dieser Phase setzt sich die Naht, Kollagenfasern des Sehngewebes reißen und es kommt zu einem Kraftverlust, welcher als Setzverhalten beschrieben wird.

3. Phase = Dehiszenzphase

Im Anschluss an Phase 2 erfolgt das Anfahren mit einer Geschwindigkeit von 0,2mm/s bis zum Erreichen einer Zugkraft von 100N. Es wird erwartet, dass die Sehnenkonstrukte in dieser Phase eine Dehiszenz der Rupturufer von 3mm erreichen.

4. Phase = Maximalkraftphase

Ab 100N Zugkraft: Erhöhung der Geschwindigkeit des Verfahrweges auf 2mm/s bis zum Testende. Dieses wird als Probenversagen bei einem Zugkraftabfall auf 20% der zuvor erreichten Maximalkraft F_{max} [N] definiert. Die Maschine stoppt in der zuletzt erreichten Position.

Abstimmung der Prüfmaschinen

Grundlage für die verlässliche Auswertung der optischen Daten war eine sinnvolle Abstimmung der Abtastfrequenz des Vermessungssystems im Verhältnis zur Geschwindigkeit des Verfahrweges.

Messgenauigkeit war vor allem in der dritten Phase des Versuchs notwendig, da im Bereich bis 100N die voraussichtliche 3mm-Dehiszenzbildung erwartet wurde. Wie in der Arbeit von Salewski wurde eine Frequenz von einer Aufnahme pro Sekunde bei einer Traversengeschwindigkeit von 0,2mm/s als zweckmäßig erachtet. Damit lag die Messgenauigkeit bei mindestens 0,2mm.

Wurde die Frequenz niedriger gewählt, so erhöhte sich die Ungenauigkeit der Messung. Eine Erhöhung der Abtastfrequenz steigerte zwar die Genauigkeit, aber die Dokumentation der Bilddateien hätte übermäßig viel Datenspeicher in Anspruch genommen. Zusätzlich hätte ein größerer Bilddatensatz in der manuellen Auswertung einen unverhältnismäßig höheren Zeit- und Arbeitsaufwand erzeugt.

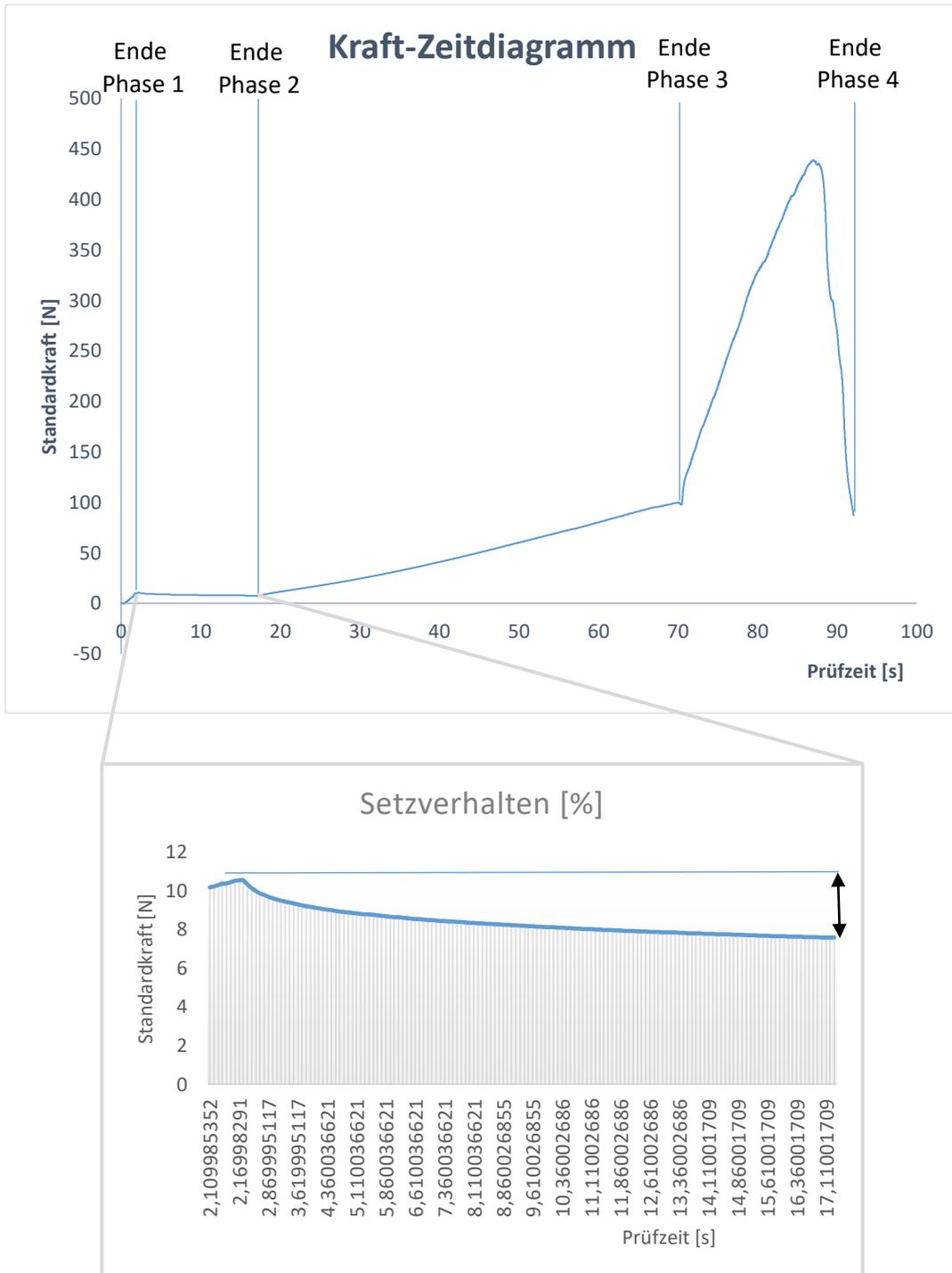


Abbildung 20 - grafische Darstellung der Testphasen (oben):
 Phase 1: Anfahren bis 10N in ca. 2 Sekunden,
 Phase 2: Setzphase über 15 Sekunden mit grafischer Analyse (unten),
 Phase 3: 0,2mm/s bis 100N bei ca. 70 Sekunden,
 Phase 4: Anfahren mit 2mm/s bis F_{max} [N] bei ca. 450N
 (Abbildung frei adaptiert nach Salewski [3])

Sehnenpräparation

Die verwendeten Sehnen wurden am Versuchstag bei Zimmertemperatur aufgetaut. Alle einmalig aufgetauten Sehnen wurden auch am Versuchstag verwendet. Ein mehrmaliges Auftauen sollte verhindert werden, um biomechanisch-histologische Veränderungen zu verhindern [93].

Am Versuchstag wurden die Sehnen nochmals vermessen und die Mitte als Rupturufer markiert. Proximal und distal erfolgte die Markierung der jeweiligen Ausstichstellen durch je eine Linie in 15mm und 20mm Entfernung von der Mittellinie. Hierfür wurde ein Hautstift genutzt. Am proximalen und distalen Ende wurde die Fixierung für den Halteapparat der Materialprüfmaschine eingebracht.

Im Anschluss wurden die Sehnen im Bereich der vorbereiteten Markierung durchtrennt. Während der Präparation wurde das Sehnenmaterial mit Kochsalzlösung feuchtgehalten.

Sehnennaht

Im Anschluss an die Präparation wurden die jeweiligen Sehnenstücke wie in Kapitel 2.1.3 beschrieben in die Materialprüfmaschine eingebracht. Das proximale Ende der Naht wurde an der Traverse und das distale Ende an der Basis fixiert. Im Anschluss wurden die Enden für die Nahtdurchführung angenähert. Die Naht wurde im spannungsfreien Zustand durchgeführt. Als Referenzpunkte für die Ausstichpunkte dienten die bei der Präparation vorgegebenen Markierungen (vgl. Kapitel 2.2.1). Zusätzlich wurde die Nahtzeit protokolliert.

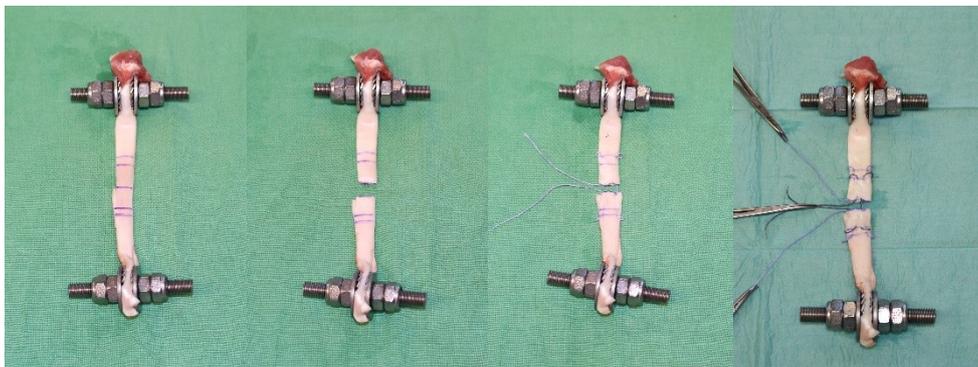


Abbildung 21 - Durchführung der Naht: v.l.n.r. Markierung des Rupturspalts und der Ausstiche; Trennung von distalem und proximalem Sehnenstumpf; Einbringen der lateralen Naht (heller Faden); Einbringen der medialen Naht (dunkler Faden)

Durchführung des Testprotokolls

Nach erfolgter Naht wurde der Testmaschine Zwicki-Line Z2,5kN die aktuelle Position als Startposition mitgeteilt. Das Sehne-Naht-Konstrukt wurde parallel zur Zugachse der Materialprüfmaschine ausgerichtet. Das Gewicht der Sehne wurde für den Versuch mithilfe der Kraftmessdose auf null tariert.

Im Anschluss wurde das Protokoll der Zwicki-Line Z2,5kN zeitgleich mit der Vermessung durch die PONTOS 5M gestartet. Das proximale und das distale Sehnenende sind mit Gewindestangen und Fächerscheiben an der Grundplatte und der Traverse des Prüfgeräts befestigt. Durch den vertikalen Verfahrweg der Traverse wird in Längsrichtung Spannung auf das Sehne-Naht-Konstrukt ausgeübt. Der Riss stellt schließlich das Abbruchkriterium des Versuchs dar. Ein Versuch dauerte in der Regel zwischen 75 und 120 Sekunden.

Einschlusskriterium für die Verwendung der Stichproben in dieser Studie war Versagen durch Ausreißen des Nahtmaterials aus dem Sehnengewebe oder Versagen durch Riss des Nahtmaterials. Knotenversagen oder Ausreißen aus der Haltevorrichtung stellten Ausschlusskriterien dar. Eingeschlossen wurden 112 Präparate in zwei Gruppen mit jeweils 56 Präparaten. 103 Sehne-Naht-Konstrukte versagten durch Ausriss aus dem Sehnengewebe (Referenz n=55, Variante n=48). Bei neun Präparaten war der Riss des Fadenmaterials der Grund des Versagens (Referenz n=1, Variante n=8).

2.3.2. Dokumentation

Die Messwerte der Versuchsreihe wurden zum einen direkt durch die Testmaschinen ermittelt, und zum anderen aus den ermittelten Werten abgeleitet. Die Dokumentation erfolgte sowohl digital mithilfe von Microsoft Excel-Tabellen als auch schriftlich durch Versuchsdokumentationsbögen, welche im Laborbuch abgelegt wurden.

Messwertermittlung

Die Zwicki-Line Z2,5kN war in der Lage, während des Testablaufs die Werte für die Kraft $F[N]$ über Zeit $t[s]$ und Weg $s[mm]$ zu dokumentieren. Diese wurden in hoher Frequenz abgespeichert und durch das Programm *TestXpert II™* dokumentiert. Es war daher möglich, die aufgebrachte Kraft zum jeweiligen Zeitpunkt und nach einem bestimmten Weg nachzuvollziehen. Hieraus war man in der Lage, die aufgewendete Maximalkraft $F_{max} [N]$ direkt zu ermitteln. Zusätzlich war es möglich, die Werte für *Steifigkeit* $[N/mm]$, *Elastizität* $[%]$ und *Setzverhalten* $[N]$ abzuleiten.

Die Dehiszenzkraft $F_{3mm} [N]$ musste durch manuelle Vermessung von Pixelverschiebungen mithilfe der Rechneinheit der PONTOS 5M ermittelt werden. Hierfür wurde eine Dehiszenz von 3mm vermessen und anschließend über den jeweiligen Zeitpunkt der hierbei herrschenden Kraft zugeordnet.

Die Nahtzeit $t (s)$ wurde mithilfe einer Stoppuhr als Zeit zwischen dem ersten Einstich in die Sehne bis zur Vollendung des letzten Knotens ermittelt.

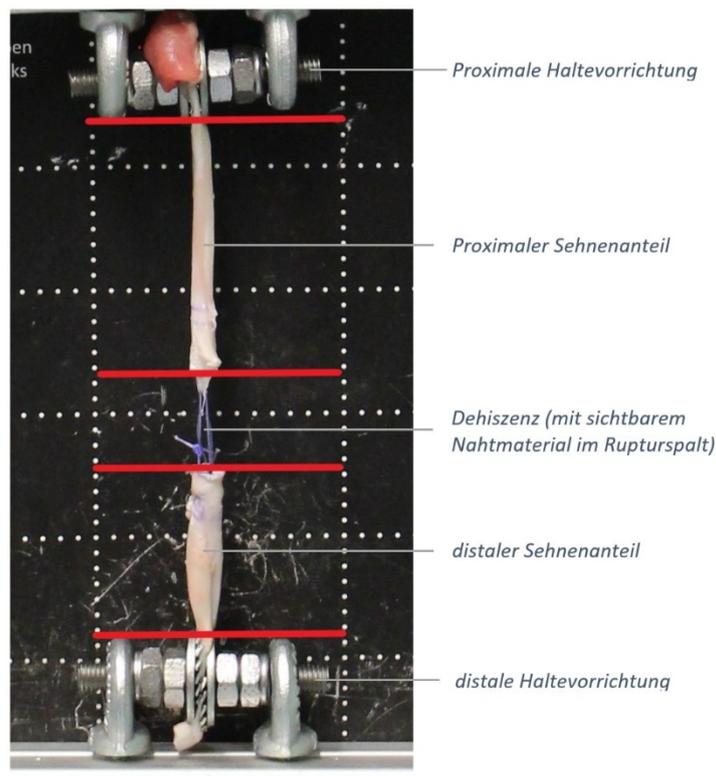


Abbildung 22 - Dehiszenz der Sehne-Naht-Konstruktion im Versuchsaufbau

Darüber hinaus wurden weitere Werte rechnerisch bestimmt:

- Querschnittsfläche A [mm^2]:

Fläche der Rupturufer unter Annahme einer ovalen Grundform.

$$A [\text{mm}^2] = \pi \times \frac{a [\text{mm}] \times b [\text{mm}]}{4}$$

- Setzverhalten [%]:

Verhältnis zwischen minimaler Kraft F_0 [N] nach der Setzphase (Phase 2 des Testprotokolls) und der Anfangskraft der Setzphase ($F=10\text{N}$).

$$\text{Setzverhalten} [\%] = \frac{F_0 [\text{N}]}{10\text{N}} \times 100$$

- Steifigkeit [N/mm]:

Kraft, welche die Sehne der Verformung entgegensetzen kann. Sie entspricht der Steigung des Kraft-Weg-Diagramms im Bereich von 20-80% von F_{max} [N].

$$\text{Steifigkeit} \left[\frac{\text{N}}{\text{mm}} \right] = \frac{F_{80\%} [\text{N}] - F_{20\%} [\text{N}]}{l_{80\%} [\text{mm}] - l_{20\%} [\text{mm}]}$$

- Spannung σ [N/ mm^2]:

Verhältnis von Kraft zum Sehnenquerschnitt zum Zeitpunkt der Dehiszenz von 3mm.

$$\sigma \left[\frac{\text{N}}{\text{mm}^2} \right] = \frac{F_{3\text{mm}} [\text{N}]}{A [\text{mm}^2]}$$

- Elastizität [%]:

Verlängerung der Sehne im Verhältnis zur Kraft unter Vernachlässigung der Dehiszenzbildung.

$$\text{Elastizität} [\%] = 1 - \frac{\text{Dehiszenz} [\text{mm}]}{l_0 [\text{mm}] + \Delta l [\text{mm}]} \times 100$$

- Elongation ϵ [mm/mm]:

Längenänderung des Sehne-Naht-Konstrukts im Verhältnis zur Ausgangslänge.

$$\epsilon \left[\frac{mm}{mm} \right] = \frac{l_{3mm} [mm] - l_0 [mm]}{l_0 [mm]}$$

- Elastizitätsmodul E [N/mm²]:

Kraft, die aufgewendet wird, um das Konstrukt um 1% zur Ausgangslänge zu dehnen. Er wird berechnet als Quotient aus Spannung σ [N/mm²] und Elongation ϵ [mm/mm].

$$E \left[\frac{N}{mm^2} \right] = \frac{\sigma [N/mm^2]}{\epsilon [mm/mm]}$$

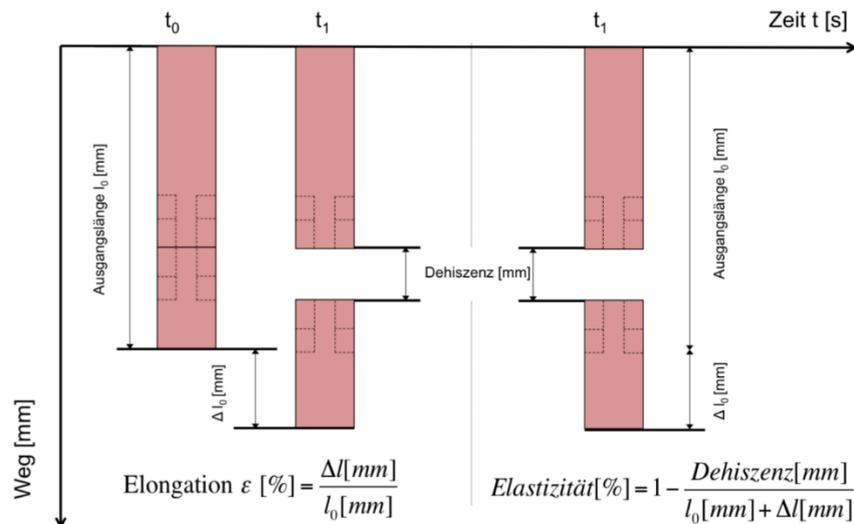


Abbildung 23 - Darstellung der Messwerte Elongation [mm/mm], Dehiszenz [mm], Elastizität [%], nach Salewski [3]

Dokumentation

Die Werte wurden im Anschluss zur Übersicht und Vergleichbarkeit in einer Excel-Datei dokumentiert. Mithilfe der Tabellensoftware wurden darüber hinaus die oben erwähnten Werte errechnet.

Die Werte für F_{max} [N], F_{3mm} [N] und $t(s)$ wurden außerdem schriftlich auf dem Versuchsdokumentationsbogen festgehalten. Dieser beinhaltet zusätzlich Informationen über die laufende Versuchsnummer, Technik und die durchführende Person.

2.4. STATISTIK

Die Ergebnisse sollten schließlich statistisch ausgewertet werden. Die Auswertung erfolgte zunächst rein deskriptiv. Zusätzlich erfolgte eine schließende, teststatistische Betrachtung zur Bearbeitung der zuvor formulierten Forschungsfrage.

2.4.1. Deskriptive Statistik

Zur statistischen Auswertung erfolgt zunächst eine deskriptive Betrachtung insbesondere der Mittelwerte und Standardabweichung, Mediane, des ersten und dritten Quartil, sowie der Minima und Maxima. Zur besseren Veranschaulichung werden die entsprechenden Daten mithilfe von Boxplots grafisch aufgearbeitet. Der Median stellt dabei die Mittellinie der jeweiligen Box dar. Obere und untere Grenze der Box beschreiben die Lage der Quartile, während die Whisker dem grafischen Äquivalent für die Minima und Maxima der Versuchswerte entsprechen. Außerhalb der Whisker angedeutete Punkte stellen dabei Ausreißer dar.

2.4.2. Schließende Statistik

Dieses Kapitel soll dazu dienen, durch mathematische Testung die Aussagekraft der Stichproben auf die Grundgesamtheit zu prüfen. Zunächst wird festgelegt, ab welchen Werten die Ergebnisse als relevant gelten. Als relevant sind die Ergebnisse zu bezeichnen, wenn der Unterschied der Werte für $F_{max} [N]$ groß ist. Da es sich hierbei um eine qualitative Betrachtung handelt, wird die Grenze hierfür durch den Untersucher festgelegt. Aus haptischen Gründen wurde sie im Falle dieser Studie auf 50N festgelegt. Unterschiede von mehr als 50N gelten daher als relevant.

Darüber hinaus soll statistisch überprüft werden, ob die Ergebnisse als *signifikant* gelten. Signifikanz wird in dieser Studie durch einen deutlichen Unterschied zwischen den Mittelwerten von $F_{max} [N]$ für die jeweiligen Techniken erreicht. Quantifiziert wird die Signifikanz durch den p-Wert der schließenden Statistik.

Zusätzlich wurden in einer Vorbetrachtung die Kriterien festgelegt, unter welchen von einer Relevanz der Unterschiede für $F_{max} [N]$ ausgegangen werden kann:

1. Die Dehiszenzkraft F_{3mm} [N] der Vergleichsnaht darf derjenigen der Referenztechnik nicht unterlegen sein. Die doppelt-modifizierte Kirchmayr-Kessler-Naht (dmK) gilt hierbei als Referenz.
2. Die Werte für F_{3mm} [N] der Variante gelten im Bezug zu denjenigen der Referenznaht als nicht unterlegen, wenn sich der Mittelwert um nicht mehr als 10N gegenüber dem Mittelwert der Referenz-Stichprobe unterscheidet.
3. Sollten die ersten beiden Voraussetzungen erfüllt sein, gelten Unterschiede der Maximalkraft F_{max} [N] zwischen den beiden Stichproben ab einer Differenz von >50N als relevant.

Zur teststatistischen Bearbeitung der Punkte wurde entsprechend der Ergebnisse der Verteilungsanalyse ein *Students-t-Test* genutzt. Zum Nachweis der Nicht-Unterlegenheit der Dehiszenzkraft F_{3mm} [N] der Variante gegenüber der Referenznaht (vgl. 1.) erfolgte dieser einseitig (linksseitiger *t-Test*). Er wurde entsprechend der Ergebnisse der Verteilungsanalyse auf die logarithmierten Werte für die Dehiszenzkraft $\log F_{3mm}$ [N] durchgeführt (vgl. S. 73 ff.) Zum Nachweis eines signifikanten Unterschieds der Maximalkraft F_{max} [N] wurde ein zweiseitiger t-Test durchgeführt.

Das Signifikanzniveau wurde analog zum Vorgehen vergleichbarer Studien in der Literatur auf $p=0,05$ festgelegt. Ebenso soll die Testgüte 80% betragen.

2.4.3. Verteilungsanalyse

Um für die schließende Statistik ein geeignetes teststatistisches Vorgehen zu wählen, muss zunächst eine Verteilungsanalyse durchgeführt werden. In vorhergehenden Versuchen der Arbeitsgruppe (vgl. Salewski [3]) konnte eine Normalverteilung bei biomechanischen Zugversuchen am Schweinesehenmodell nicht bestätigt werden. Daher erfolgte vor der Durchführung eines statistischen Tests die Verteilungsanalyse.

Zunächst erfolgte diese anhand grafischer Auswertung im Sinne einer Annäherung an die Normalverteilungskurve, sowie durch Interpretation der Schiefe und des Exzesses inklusive deren Standardfehlerbereinigung.

Zusätzlich wurde der Shapiro-Wilk-Test auf Normalverteilung durchgeführt. Dieser Test basiert auf dem Ausschluss der Nullhypothese, welche besagt, dass die Werte der Stichproben einer Normalverteilung folgen. Sollte das Signifikanzniveau unter $p=0,5$ liegen, kann eine Normalverteilung daher nicht ausgeschlossen werden.

Der Shapiro-Wilk-Test gilt für kleine Stichproben ($n < 2000$) als Test auf Normalverteilung anderen populären Tests wie dem Kolmogorov-Smirnov-Test oder dem Anderson-Darling-Test als überlegen [94].

3. ERGEBNISSE

Grundlage eines jeden Experiments ist das Verständnis des Versuchsablaufs. Dieser wurde bereits im Kapitel 2.3.1. erläutert. Es erfolgt die deskriptive Aufarbeitung der erzielten Ergebnisse. Abschließend wird mithilfe der schließenden Statistik durch mathematische Testung ermittelt, inwiefern die ermittelten Ergebnisse die zuvor aufgestellten Arbeitshypothesen für $F_{max} [N]$ und $F_{3mm} [N]$ unterstützen.

3.1. DESKRIPTIVE STATISTIK

In diesem Abschnitt erfolgt die Beschreibung der Ergebnisse des Vergleichs der beiden Versuchsgruppen. Grundlage bilden dabei sowohl direkt gewonnene als auch errechnete Werte aus den Versuchsreihen. Die der jeweiligen Auswertung zugrundeliegenden Daten sind in den Tabellen auf Seite XX im Anhang zusammengefasst.

3.1.1. Maximale Zugkraft F_{max} [N]

Die eingeschlossenen Präparate der Studie versagten durch Ausriss des Nahtmaterials nach Durchschneiden des Sehngewebes oder Riss des Fadenmaterials. Der Mittelwert \bar{x} und die Standardabweichung SD für die Maximalkraft F_{max} [N] beträgt für die doppelt-modifizierte Kessler-Naht (dmK, nachfolgend auch „Kessler-Naht“) $261\text{N} \pm 46\text{N}$ und für die variierte Form der doppelt-modifizierten Kessler-Naht (vdmK, nachfolgend auch „Variante“) $346 \pm 63\text{N}$. Der Median \tilde{x} der Versuchswerte befindet sich bei der Kessler-Naht bei 258N, während er bei der Variante 350N erreichte. Der Interquartilsabstand (IQR) liegt bei der doppelt-modifizierten Kessler-Naht zwischen 228,25N und 287,75N. Im Vergleich dazu liegt der IQR der Variante zwischen 298N und 400,5N. Insgesamt erreicht dmK Werte zwischen minimal 160N und maximal 380N, während die vdmK ein Minimum von 220N und ein Maximum vom 461N vorweisen kann. Die entsprechenden Boxplots können in Abbildung 24 betrachtet werden.

Es zeigt sich, dass sich die Mittelwerte der dmK und vdmK um 85N unterscheiden. Die Werte unterscheiden sich dabei mehr als ihre Standardabweichungen. Die Differenz der Mediane beträgt 92N. Die Streuung in beiden Gruppen ist groß.

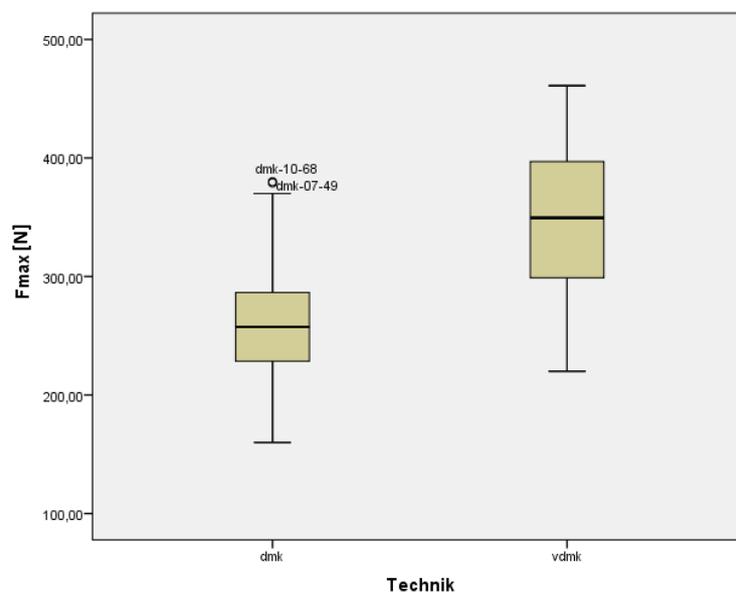


Abbildung 24 - Boxplots der Messergebnisse für F_{max} [N]

3.1.2. Dehiszenzkraft F_{3mm} [N]

Mittelwert \bar{x} und Standardabweichung SD betragen hier bei der Kessler-Naht $108,17N \pm 52,23N$, während sie bei der Variante Werte von $107,38N \pm 38,98N$ annehmen. Der Median \tilde{x} befindet sich bei der dmK-Form bei $86,55N$ mit einem IQR zwischen $73,1N$ und $139,65N$. Bei der vdmK zeigen sich Werte von $93,55N$ für \tilde{x} und ein Interquartilsabstand zwischen $80,15N$ und $140,05N$. Die Werte bewegen sich dabei in einem Bereich von minimal $43N$ bis maximal $253,7N$ für die Kessler-Naht und von minimal $42,9N$ bis maximal $197,1N$ für die Variante.

Es zeigt sich, dass die Differenz zwischen den Mittelwerten der Versuchsgruppen mit $0,79N$ klein ist, während die Standardabweichungen verhältnismäßig groß erscheinen. Auch die Werte der jeweiligen Mediane und Quartile unterscheiden sich nur geringfügig. Grundsätzlich scheinen sich die Nähte in ihrer Dehiszenzkraft nur marginal zu unterscheiden.

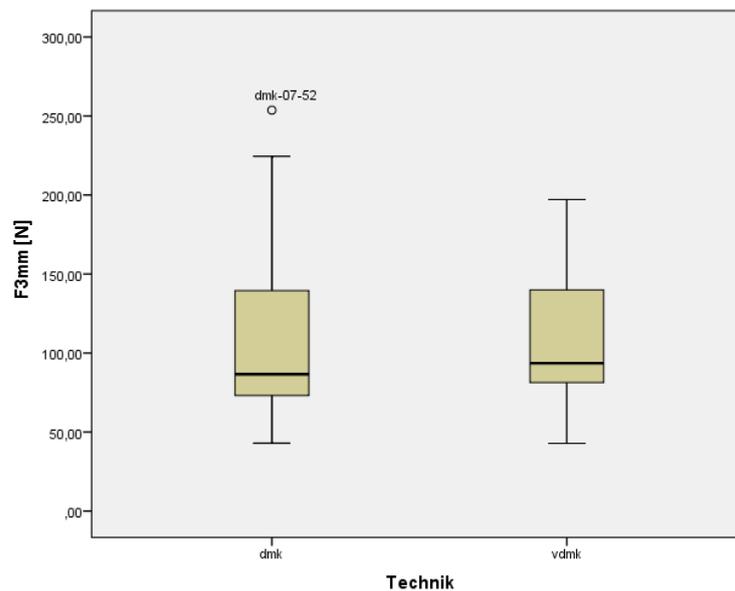


Abbildung 25 - Boxplots der Messergebnisse für F_{3mm} [N]

3.1.3. Steifigkeit [N/mm]

Die Mittelwerte \bar{x} und die Standardabweichung SD liegen bei $10,31\text{N/mm} \pm 4,11\text{N/mm}$ für die doppelt-modifizierte Kesslernaht und bei $10,73\text{N/mm} \pm 1,78\text{N/mm}$ für die Variante. Der Median \tilde{x} liegt bei $9,83\text{N/mm}$ für die dmK und bei $11,04\text{N/mm}$ für vdmK. Die Interquartilsabstände verlaufen zwischen $8,63\text{N/mm}$ und $11,71\text{N/mm}$ bei der Kessler-Naht. Die Variante weist hingegen einen IQR zwischen $9,32\text{N/mm}$ und $11,98\text{N/mm}$ auf. Alle ermittelten Werte liegen bei der dmK-Naht zwischen einem Minimum von $6,33\text{N/mm}$ und einem Maximum von $17,34\text{N/mm}$, während sie bei der Variante zwischen $7,00\text{N/mm}$ und $15,27\text{N/mm}$ liegen.

Es zeigt sich, dass die Mittelwerte \bar{x} sehr eng beieinanderliegen. Ebenfalls zeigen sich nur geringe Unterschiede im IQR sowie bei den Extrema. Betrachtet man die Boxplots für die Steifigkeit in Abbildung 26, fällt auf, dass die Kessler-Naht zwei Ausreißer in den höheren Werten aufweist, welche die Maxima verschieben. Die Steifigkeit der beiden Reparaturformen scheint ohne deren Beachtung gleich zu sein.

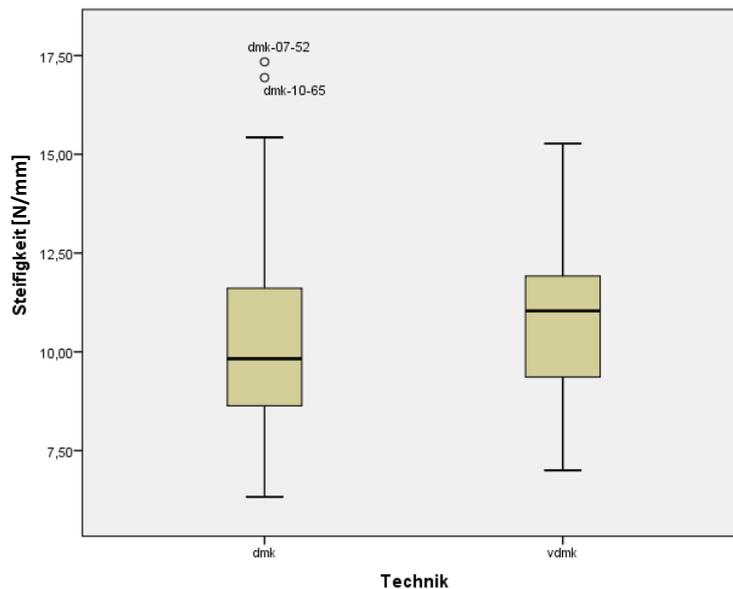


Abbildung 26 - Boxplots der Messergebnisse für Steifigkeit [N/mm]

3.1.4. Setzverhalten [%]

Mittelwert \bar{x} und Standardabweichung SD liegen für die doppelt-modifizierte Kessler-Naht bei 29,84% +/- 6,08%, während sie bei der variierten Form Werte von 27,39% +/- 4,11% erzielen. Der Median \tilde{x} liegt dabei für die dmK bei 29,2%, während er bei der Variante 26,70% beträgt. Die Interquartilsabstände zeigen Werte zwischen 25,40% und 33,13% für die Kessler-Naht, wohingegen die Variante Werte zwischen 23,21% für das erste Quartil und 29% für das dritte Quartil aufweist. Die Maxima und Minima für die dmK liegen bei 19,10% bzw. 48,80%. Bei der variierten Form lagen alle Werte im Bereich zwischen 20,90% und 46,70%.

Auffällig ist hierbei, dass die Mittelwerte scheinbar eng beieinanderliegen. Bei der Betrachtung der Boxplots für das Setzverhalten [%] in Abbildung 27 fällt allerdings auf, dass die Kessler-Naht eine größere Streuung als die Variante hat. Die dmK weist hierbei zwei Ausreißer auf, während sich bei der vdmK drei Ausreißer zeigen. Grundsätzlich lässt sich also für die vdmK ein Trend zu geringerem Setzverhalten [%] erkennen.

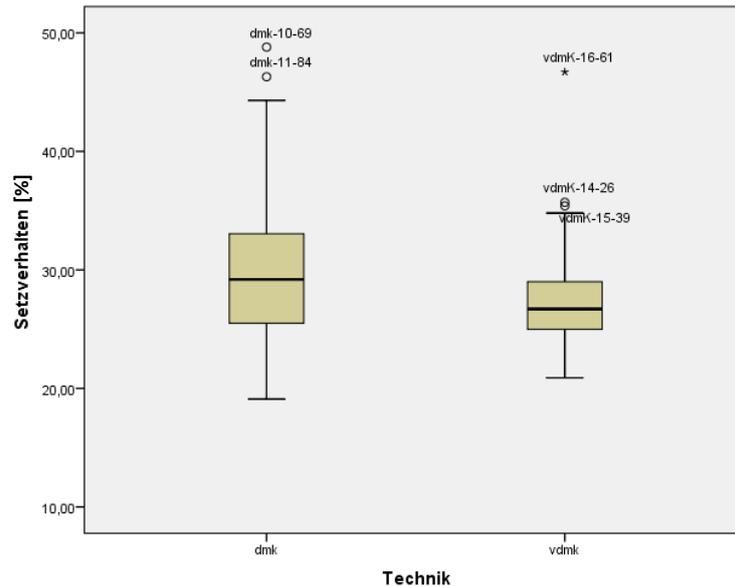


Abbildung 27 - Boxplots der Messergebnisse für Setzverhalten [%]

3.1.5. Elastizität [%]

Der Mittelwert \bar{x} und Standardabweichung SD liegen für die doppelt-modifizierte Kessler-Naht bei 79,76% +/- 5,36%. Die variierte Form erreichte Werte von 80,51% +/- 4,46%. Bei der Kessler-Naht liegt die Hälfte der Werte unter 80,29%, der Median \tilde{x} für die Variante bei 80,76% liegt. Die dmK wies einen IQR zwischen 77,03% und 83,86% auf, wohingegen die vdmK einen IQR zwischen 78,25% und 83,78% aufzeigt. Alle Versuche mit der Kessler-Naht erzielen Werte zwischen 65,32% und 91,14% und Versuche mit der vdmK liegen zwischen 67,67% und 87,14%.

Die Boxplots zu den Elastizitätswerten finden sich in Abbildung 28. Die Mittelwerte zeigen nur geringe Unterschiede, während die Streuung bei der variierten Form geringer ist als bei der Kessler-Naht. Die Elastizitätswerte der beiden Nahtvarianten erscheinen allerdings in ihrer Tendenz ähnlich.

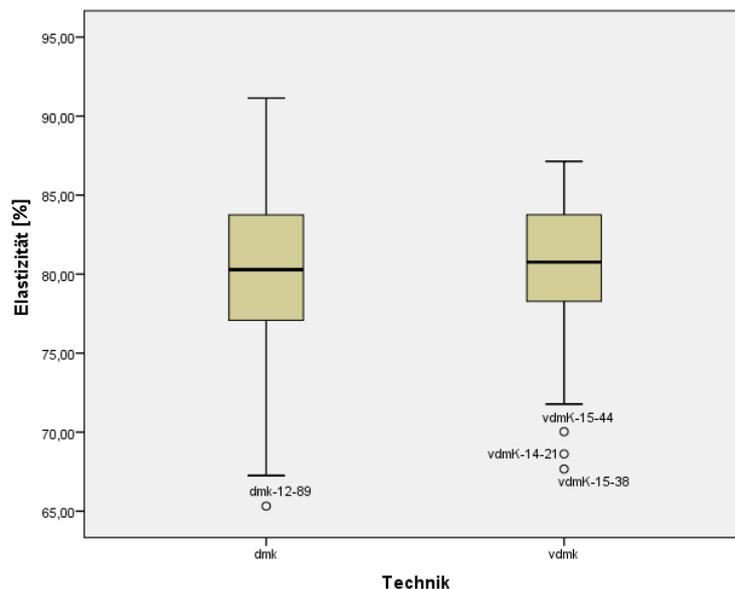


Abbildung 28 - Boxplots der Messergebnisse für Elastizität [%]

3.1.6. Querschnittsfläche A [mm^2]

Die Mittelwerte \bar{x} und Standardabweichungen SD liegen in der Gruppe der doppelt-modifizierten Kessler-Naht bei $40,40\text{mm}^2 \pm 8,08\text{mm}^2$, während sie bei der variierten Form bei $47,21\text{mm}^2 \pm 7,01\text{mm}^2$ liegen. Die Werte für die Mediane \tilde{x} liegen bei $38,45\text{mm}^2$ für die dmK, während bei der Variante die Hälfte der Werte unterhalb von $47,95\text{mm}^2$ zu finden sind. Die Interquartilsabstände verlaufen bei der Kessler-Naht zwischen $35,40\text{mm}^2$ und $43,85\text{mm}^2$, wohingegen sie bei der Variante zwischen $42,83\text{mm}^2$ und $52,13\text{mm}^2$ umfassen. Alle errechneten Werte für die doppelt-modifizierte Kessler-Naht liegen zwischen $23,60\text{mm}^2$ und $69,90\text{mm}^2$ (vdmK: $Q1 = 30,30\text{mm}^2$; $Q3 = 66,10\text{mm}^2$). Abbildung 29 zeigt entsprechende Boxplots für die Querschnittsflächen A [mm^2].

Es zeigt sich, dass die Sehnenquerschnitte in der vdmK-Gruppe tendenziell höhere Werte annehmen. Während die Mittelwerte deutlich variieren, ist die Streuung der jeweils errechneten Werte dabei ähnlich. Darüber hinaus zeigen sich für die Kessler-Naht zwei Ausreißer und für die Variante ein Ausreißer. Die Gruppe der vdmK zeigt tendenziell einen größeren Sehnenquerschnitt als die dmK-Gruppe.

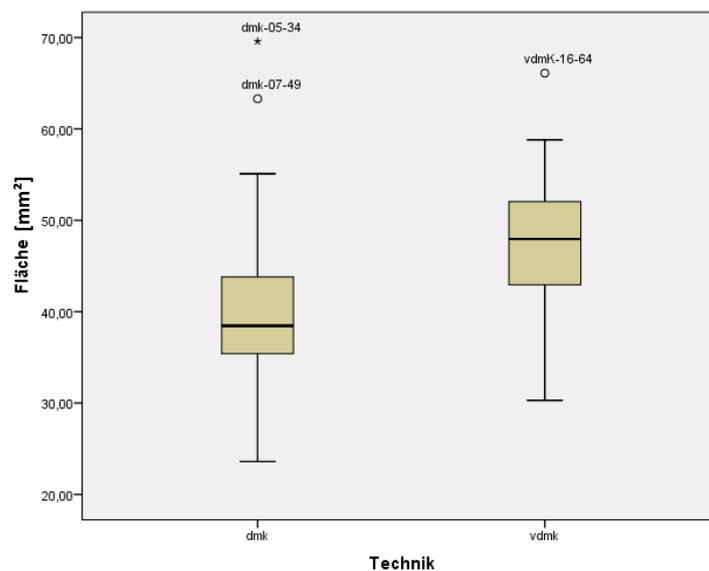


Abbildung 29 - Boxplots der Messergebnisse für Querschnittsfläche A [mm^2]

3.1.7. Spannung σ [N/mm^2]

Bei der doppelt-modifizierten Kessler-Naht liegen Mittelwert \bar{x} und Standardabweichung SD bei $2,76N/mm^2 \pm 1,37N/mm^2$. Die variierte Form weist Werte von $2,31N/mm^2 \pm 0,87N/mm^2$ auf. Die Mediane \tilde{x} liegen bei $2,31N/mm^2$ (dmK) bzw. bei $2,17N/mm^2$ (vdmK). Der Interquartilsabstand liegt zwischen $1,67N/mm^2$ und $3,78N/mm^2$ für die Kessler-Naht, während er bei der Variante zwischen $1,65N/mm^2$ und $2,89N/mm^2$ liegt. Alle errechneten Werte liegen bei der Kessler-Naht zwischen einem Minimum von $1,02N/mm^2$ und einem Maximum von $6,35N/mm^2$. Hingegen nehmen sie bei der variierten Form den Bereich von $0,83N/mm^2$ bis $4,45N/mm^2$ ein. Die Boxplots der Werte für die Spannung σ sind in der Abbildung 30 zu finden.

Insgesamt zeigt sich, dass die Mittelwerte \bar{x} für dmK und vdmK nah beieinanderliegen. Allerdings weist die Variante eine geringere Streuung auf.

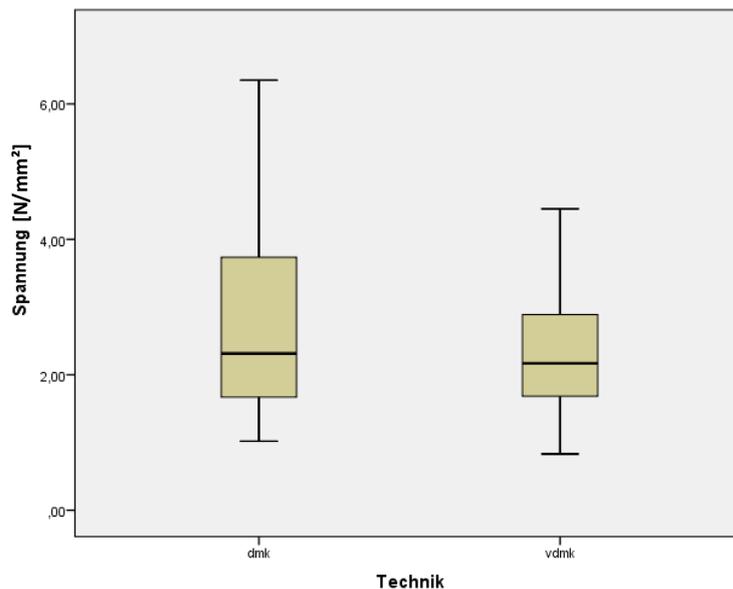


Abbildung 30 - Boxplots der Messwerte für Spannung σ [N/mm^2]

3.1.8. Elongation ϵ [mm/mm]

Der Mittelwert \bar{x} und Standardabweichung SD für die Kessler-Naht liegt bei 3,91mm/mm \pm 1,87mm/mm (3,41mm/mm \pm 1,29mm/mm für die Variante). Der Median \tilde{x} liegt bei 3,53mm/mm bei der dmK, während die Hälfte der errechneten Werte bei der Variante 3,28mm/mm nicht überstiegen. Der IQR liegt im Bereich zwischen 2,72mm/mm und 4,83mm/mm für die Kessler-Naht (Variante: 2,47mm/mm bis 4,18mm/mm). Die errechneten Werte bewegen sich im Bereich von minimal 1,46mm/mm und maximal 14,03mm/mm bei der dmK. Die variierte Form weist hingegen ein Minimum von 0,94mm/mm und ein Maximum von 6,90mm/mm auf.

Es zeigt sich, dass die errechneten Mittelwerte für die Elongation ϵ [mm/mm] nah beieinanderliegen. Auffällig ist, dass der Maximalwert bei der Kessler-Naht einen deutlichen Ausreißer darstellt. Darüber hinaus scheint die Streuung verhältnismäßig groß.

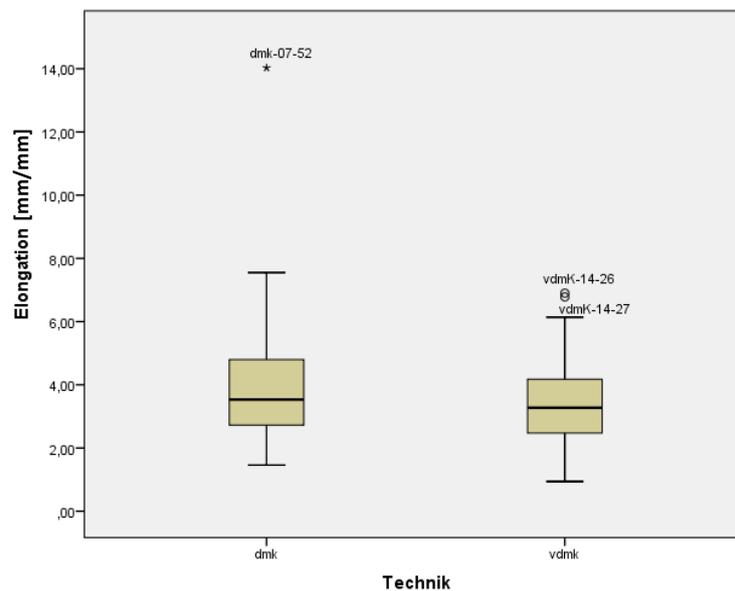


Abbildung 31 - Boxplots der Messwerte für Elongation ϵ [mm/mm]

3.1.9. Elastizitätsmodul E [N/mm^2]

Der Mittelwert \bar{x} liegt für die Kessler-Naht bei $0,72 N/mm^2$ mit einer Standardabweichung SD von $0,24 N/mm^2$ (Variante: $0,73N/mm^2 \pm 0,32N/mm^2$). Die Mediane \tilde{x} liegen bei $0,75N/mm^2$ (dmK) bzw. bei $0,69N/mm^2$ (vdmK). Die Interquartilsabstände liegen für die doppelt-modifizierte Kessler-Naht zwischen $0,53N/mm^2$ und $0,88N/mm^2$ (Variante: $0,52 N/mm^2$ bis $0,89 N/mm^2$). Alle ermittelten Werte für die dmK befinden sich im Bereich zwischen minimal $0,30 N/mm^2$ und maximal $1,57N/mm^2$. Die Ergebnisse für die variierte Form weisen ein Minimum von $0,36N/mm^2$ und ein Maximum $2,51N/mm^2$ auf. Die Boxplots der Messwerte für den Elastizitätsmodul E [N/mm^2] sind in der Abbildung 32 zu sehen.

Es zeigt sich, dass die Mittelwerte und Standardabweichungen sehr eng beieinanderliegen. Beide Gruppen weisen jedoch Ausreißer als Maximalwerte auf. Auch die Streuung der Messwerte innerhalb der Versuchsgruppen scheint vergleichbar.

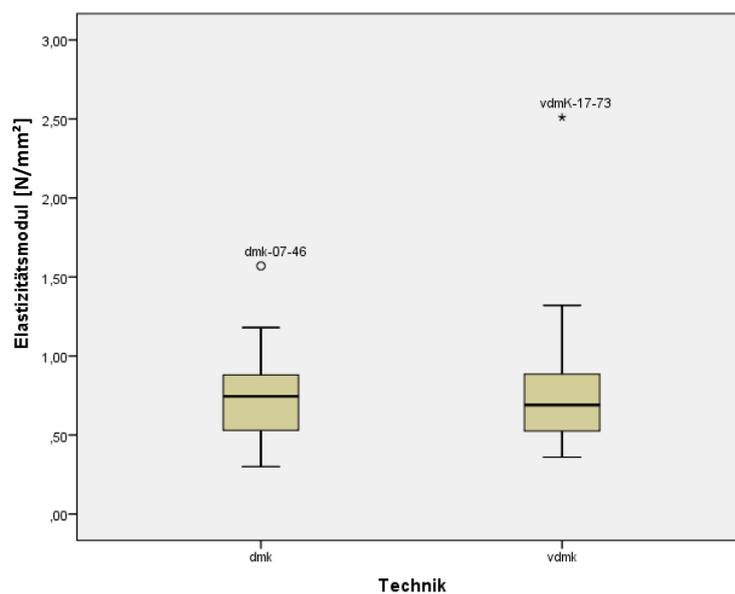


Abbildung 32 - Boxplots der Messwerte für Elastizitätsmodul E [N/mm^2]

3.2. SCHLIEßENDE STATISTIK

Dieses Kapitel soll dazu dienen, durch mathematische Testung die Aussagekraft der Stichproben auf die Grundgesamtheit zu prüfen. Zunächst wird festgelegt, ab welchen Werten die Ergebnisse als relevant gelten. Als relevant sind die Ergebnisse zu bezeichnen, wenn der Unterschied der Werte für $F_{max} [N]$ groß ist. Da es sich hierbei um eine qualitative Betrachtung handelt, wird die Grenze hierfür durch den Untersucher festgelegt. Aus haptischen Gründen wurde sie im Falle dieser Studie auf 50N festgelegt. Unterschiede von mehr als 50N gelten daher als relevant.

Darüber hinaus soll statistisch überprüft werden, ob die Ergebnisse als *signifikant* gelten. Signifikanz wird in dieser Studie durch einen deutlichen Unterschied zwischen den Mittelwerten von $F_{max} [N]$ für die jeweiligen Techniken erreicht. Quantifiziert wird die Signifikanz durch den p-Wert der schließenden Statistik.

Zusätzlich wurden in einer Vorbetrachtung die Kriterien festgelegt, unter welchen von einer Relevanz der Unterschiede für $F_{max} [N]$ ausgegangen werden kann:

1. Die Dehiszenzkraft $F_{3mm} [N]$ der Vergleichsnaht darf derjenigen der Referenztechnik nicht unterlegen sein. Die doppelt-modifizierte Kirchmayr-Kessler-Naht (dmK) gilt hierbei als Referenz.
2. Die Werte für $F_{3mm} [N]$ der Variante gelten im Bezug zu denjenigen der Referenznaht als nicht unterlegen, wenn sich der Mittelwert um nicht mehr als 10N gegenüber dem Mittelwert der Referenz-Stichprobe unterscheidet.
3. Sollten die ersten beiden Voraussetzungen erfüllt sein, gelten Unterschiede der Maximalkraft $F_{max} [N]$ zwischen den beiden Stichproben ab einer Differenz von >50N als relevant.

Das Signifikanzniveau wurde analog zum Vorgehen vergleichbarer Studien in der Literatur auf $p=0,05$ festgelegt. Ebenso soll die Testgüte 80% betragen.

3.2.1. Verteilungsanalyse

F_{max} [N], grafische Analyse:

Bei Betrachtung der Histogramme für die Maximalkraft F_{max} [N] der jeweiligen Versuchsgruppen ist ersichtlich, dass eine Normalverteilung nicht auszuschließen ist. Eine Glockenform ist nicht eindeutig nachweisbar, allerdings ist in beiden Histogrammen eine tendenzielle Angleichung an die Normalverteilungskurve zu vermuten.

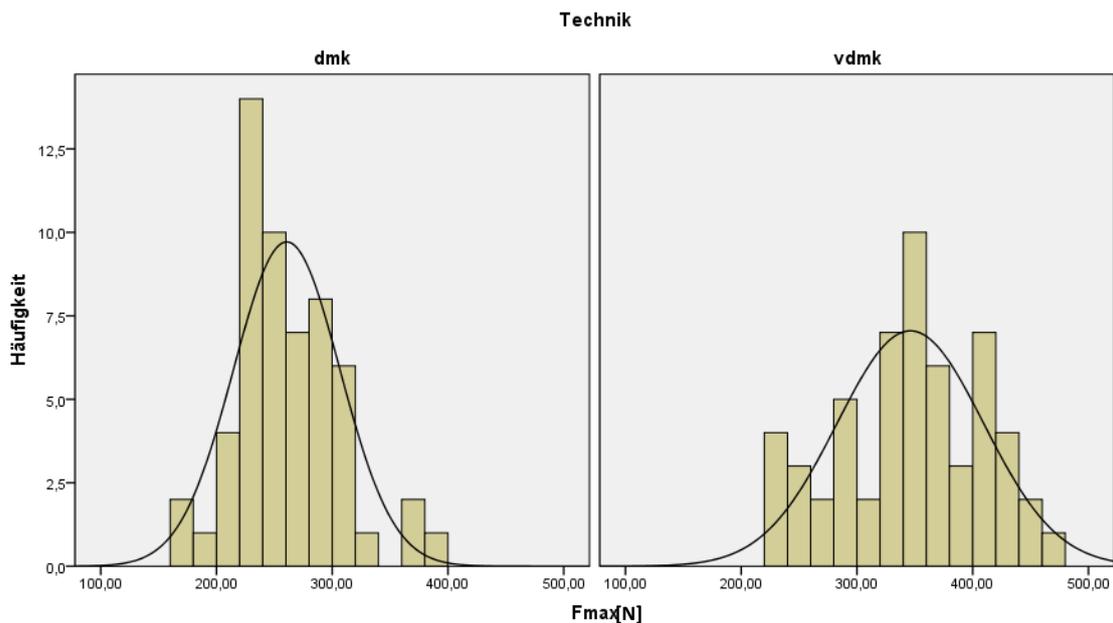


Abbildung 33 - Histogramme für F_{max} [N] mit Normalverteilungskurve

Darüber hinaus weist die Schiefe in beiden Stichproben eine Abweichung von 0 auf (dmK: 0,556 / vdmK: -0,236). Werden diese Werte gegen den Standardfehler von 0,319 bereinigt, so erhält man Werte von 1,743 für die dmK-Gruppe und -0,740 für vdmK-Gruppe. Diese liegen damit im für Normalverteilungen ausreichenden Bereich von $\pm 1,96$.

Ähnliches ist beim Exzess zu beobachten. Während für die doppelt-modifizierte Kessler-Naht eine positive Kurtosis von 0,613 vorliegt, ist bei der variierten Nahttechnik ein negativer Wert von -0,651 dokumentiert. Bereinigt ergeben sich mit 0,976 (dmK) und -1,037 (vdmK) ebenfalls keine auffälligen Abweichungen von einer möglichen Normalverteilung.

F_{max} [N], Test auf Normalverteilung:

Der Shapiro-Wilk-Test auf Normalverteilung zeigt für beide Stichproben p-Werte (dmK 0,137 / vdmK 0,248), die über dem Signifikanzlevel zur Ablehnung der Nullhypothese liegen. In diesem Fall kann eine Normalverteilung daher nicht ausgeschlossen werden.

Tabelle 3 - Test auf Normalverteilung für F_{max} [N]

| Technik | Kolmogorov-Smirnov ^a | | | Shapiro-Wilk | | |
|-------------------|---------------------------------|----|-------------|--------------|----|-------------|
| | Statistik | df | Signifikanz | Statistik | df | Signifikanz |
| F_{max} [N] dmK | ,084 | 56 | ,200* | ,968 | 56 | ,137 |
| vdmK | ,074 | 56 | ,200* | ,973 | 56 | ,248 |

Aufgrund der Ergebnisse der Analyse wird in dieser Studie von einer Normalverteilung ausgegangen. Es bieten sich zur weiteren statistischen Testung parametrische Tests an. Der *Students-t-Test* bzw. der *Welch-Test* eignen sich in diesem Fall.

F_{3mm} [N], grafische Analyse

Bei der Betrachtung der Histogramme für die Dehiszenzkraft F_{3mm} [N] der jeweiligen Versuchsgruppen lässt sich keine Glockenkurvenform nachweisen (vgl. Abbildung 34, S. 74). Es muss davon ausgegangen werden, dass die Werte der Stichproben nicht normal verteilt sind.

Vor allem die Ergebnisse der doppelt-modifizierten Kessler-Naht weisen mit 0,960 in der Schiefe eine deutliche Abweichung von 0 auf. Standardfehlerbereinigt ergibt sich mit 3,009 eine signifikante Abweichung von der Normalverteilung. Die Schiefe der Variante (0,397; bereinigt 1,245) zeigt allerdings keine auffällige Abweichung.

Dahingegen weicht die Kurtosis bei beiden Stichproben nach Bereinigung nicht von der Norm ab (dmK 0,115; bereinigt 0,183 / vdmK -0,620; bereinigt 0,987).

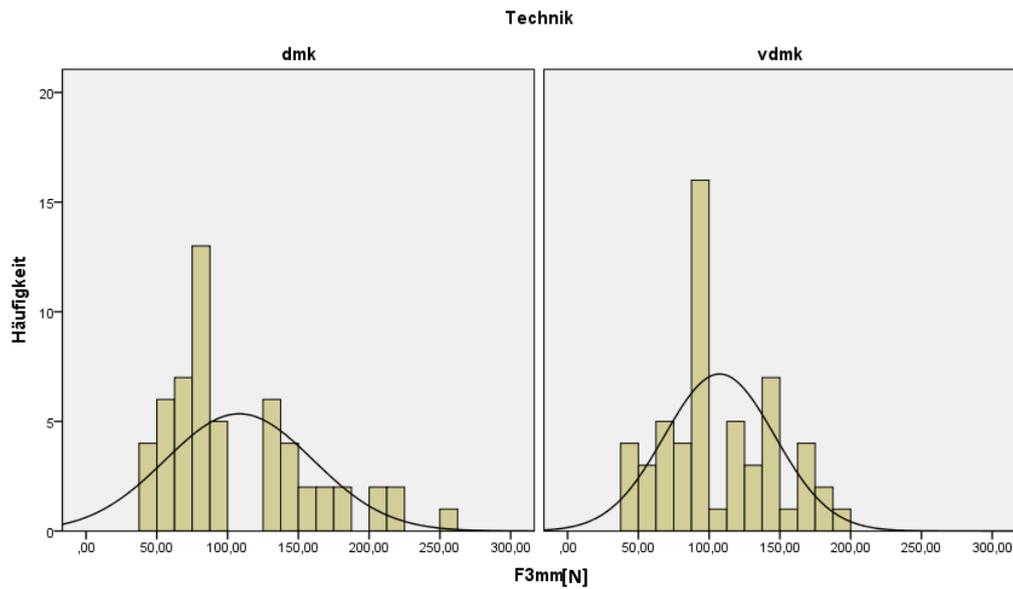


Abbildung 34 - Histogramme für F_{3mm} [N] mit Normalverteilungskurve

F_{3mm} [N], Test auf Normalverteilung

Der Shapiro-Wilk-Test auf Normalverteilung zeigt vor allem für die doppelt-modifizierte Kirchmayr-Kessler-Naht eine Signifikanz von $p \sim 0,000$. Damit ist hier mit einer hohen Wahrscheinlichkeit nicht von einer Normalverteilung auszugehen. Die Signifikanz für die Werte der Variante sind mit $p = 0,056$ nur knapp über dem Signifikanzwert zur Ablehnung der Normalverteilung.

Tabelle 4 - Tests auf Normalverteilung für F_{3mm} [N]

| Technik | Kolmogorov-Smirnov ^a | | | Shapiro-Wilk | | |
|-------------------|---------------------------------|----|-------------|--------------|----|-------------|
| | Statistik | df | Signifikanz | Statistik | df | Signifikanz |
| F_{3mm} [N] dmk | ,195 | 56 | ,000 | ,896 | 56 | ,000 |
| vdmk | ,169 | 56 | ,000 | ,959 | 56 | ,056 |

logF_{3mm}, grafische Analyse

In der statistischen Auswertung von Vorversuchen wurde die Möglichkeit einer Log-Normalverteilung der zur Basis 10 logarithmierten Werte der Stichproben für F_{3mm} [N] angenommen.

Bei Betrachtung der Histogramme für die logarithmierten Werte beider Versuchsgruppen ist eine Normalverteilung nicht per se auszuschließen. Eine eindeutige Glockenform ist auch hier weder nachweisbar noch auszuschließen. In beiden Histogrammen ist eine tendenzielle Angleichung an die Normalverteilungskurve zu vermuten.

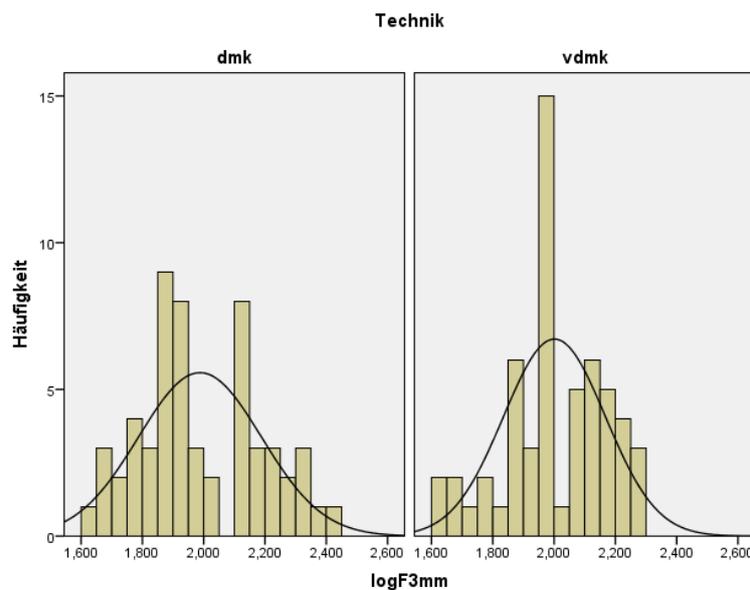


Abbildung 35 - Histogramme für $\log F_{3mm}$ mit Normalverteilungskurve

Die Schiefe und Kurtosis der Referenznaht weicht mit 0,245 (bereinigt 0,768) und -0,876 (bereinigt 1,394) nicht signifikant von der Normalverteilung ab. Ebenso gilt dies für die Variante (Schiefe -0,351 / standardfehlerbereinigt -1,100; Kurtosis 0,384 / standardfehlerbereinigt 0,611). Daher ist aufgrund grafischer Kriterien eine Normalverteilung nicht auszuschließen.

logF_{3mm}, Test auf Normalverteilung

Für die Versuchsergebnisse beider Nahtreihen zeigt der Shapiro-Wilk-Test für $\log F_{3mm}$ eine Signifikanz, die über dem Signifikanzniveau von $p=0,05$ (dmK: 0,07; vdmK 0,89) liegt. Damit kann die Hypothese einer Normalverteilung auf den Logarithmus zur Basis 10 nicht abgelehnt werden.

Tabelle 5 - Test auf Normalverteilung für $\log F_{3mm}$

| Technik | | Kolmogorov-Smirnov ^a | | | Shapiro-Wilk | | |
|---------------------|------|---------------------------------|----|-------------|--------------|----|-------------|
| | | Statistik | df | Signifikanz | Statistik | df | Signifikanz |
| logF _{3mm} | dmk | ,126 | 56 | ,026 | ,961 | 56 | ,070 |
| | vdmk | ,099 | 56 | ,200* | ,964 | 56 | ,089 |

Aufgrund der grafischen und teststatistischen Interpretation kann man für die Werte der Dehiszenzkraft F_{3mm} [N] von einer Log-Normalverteilung zur Basis 10 ausgehen. Daher bieten sich zur weiteren statistischen Testung dieser Stichproben parametrische Tests wie der t-Test auf die logarithmierten Werte an.

3.2.2. $\log F_{3mm}$ - Mittelwertvergleich auf Nicht-Unterlegenheit

Voraussetzung für den Vergleich der Maximalkraft F_{max} [N] ist die Nicht-Unterlegenheit der Dehiszenzkraft F_{3mm} [N] der Variante gegenüber derjenigen der Referenz. Wie oben beschrieben sollen hierfür die logarithmierten Werte herangezogen werden. Als Grenzwert wurde ein Unterschied der Mittelwerte von 0,051 festgelegt (entspricht dem Bereich -10N bis +11N). Daher wird -0,051 (entsprechend -10N) als untere Grenze C_U des Konfidenzbereiches festgelegt. Wird dieser Differenzwert überschritten, besteht eine relevante Unterlegenheit in der Dehiszenzkraft F_{3mm} [N] [95]. Für den Mittelwertvergleich werden folgende Testhypothesen formuliert:

H_0 : Die Variante ist der Referenznaht bei der Dehiszenzkraft F_{3mm} [N] signifikant unterlegen.

H_1 : Die Variante ist der Referenznaht bei der Dehiszenzkraft F_{3mm} [N] nicht signifikant unterlegen.

In der deskriptiven Statistik zeigt sich, dass sich der Mittelwert \bar{x} der logarithmierten Dehiszenzkraft $\log F_{3mm}$ für dmK um nicht mehr als 0,051 von dem Mittelwert der Stichprobe für vdmK unterscheidet ($\Delta \bar{x} = 0,01335$, vgl. Tabelle 6).

Es erfolgte ein einseitiger, linksseitiger t-Test auf Nicht-Unterlegenheit der variierten doppelt-modifizierten Kessler-Naht gegenüber der Referenznaht. Hier zeigt sich eine Signifikanz von 0,034. Damit liegt das Ergebnis deutlich unter dem erwarteten Signifikanzniveau von $p=0,05$. Die Nullhypothese H_0 darf damit verworfen werden. Es gilt die Testhypothese H_1 : Die Variante ist der Referenznaht in der Dehiszenzkraft nicht unterlegen.

Tabelle 6 - Mittelwertvergleich
 F_{3mm} [N]

| | \bar{x} für $\log F_{3mm}$ |
|------------------|------------------------------|
| dmK | 1,98779 |
| vdmK | 2,00114 |
| $\Delta \bar{x}$ | 0,01335 |

Tabelle 7 - einseitiger t-Test für $\log F_{3mm}$ auf
Nicht-Unterlegenheit

| | $\log F_{3mm}$ |
|-----------------------|----------------|
| Differenz | -0,013 |
| t (Beobachteter Wert) | -1,849 |
| t (Kritischer Wert) | -1,659 |
| FG | 110 |
| p-Wert (Einseitig) | 0,034 |
| alpha | 0,05 |

3.2.3. F_{max} [N] - Mittelwertvergleich auf Überlegenheit

Für die Maximalkraft F_{max} [N] wird von einem Unterschied zwischen den Mittelwerten \bar{x} von Referenznaht und Variante ausgegangen. Hierfür werden folgende Testhypothesen formuliert:

H_0 : Die Mittelwerte von Referenz- und Vergleichsnaht für die Maximalkraft F_{max} [N] zeigen *keinen* relevanten Unterschied.

H_1 : Die Mittelwerte von Referenz- und Vergleichsnaht für die Maximalkraft F_{max} [N] zeigen einen relevanten Unterschied.

In der Tabelle 9 sind die Ergebnisse des t-Tests auf Mittelwertgleichheit aufgelistet, die zeigen, dass ein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Nahttechniken besteht. Das Signifikanzniveau von 0,05 wird mit einem Wert von $p \sim 0,000$ deutlich unterschritten. Daher darf die Nullhypothese H_0 verworfen werden. Die mittlere Differenz beläuft sich auf 85,46N und ist damit größer als der relevante Unterschied von 50N. Der Bereich des 95%-Konfidenzbereiches liegt mit 106,22N bis 64,71N deutlich oberhalb der benötigten Relevanzgrenze. Das Cohens d liegt bei 1,544. Daraus ergibt sich ein Korrelationskoeffizient r von 0,611, welches als starker Effekt interpretiert werden kann.

Tabelle 8 - Gruppenstatistiken für F_{max} [N]

| Technik | N | Mittelwert | Standardabweichung | Standardfehler des Mittelwertes |
|-------------------|----|------------|--------------------|---------------------------------|
| F_{max} [N] dmk | 56 | 260,6607 | 45,98271 | 6,14470 |
| vdmk | 56 | 346,1250 | 63,36362 | 8,46732 |

Tabelle 9 - t-Test für F_{max} [N]

| | | |
|-----------------------------------|------------------------------|------------------------|
| Levene-Test auf Varianzgleichheit | F | 5,533 |
| | Signifikanz | 0,020 |
| t-Test auf Mittelwertgleichheit | T | -8,169 |
| | df | 100,352 |
| | Sig. (2-seitig) | $\sim 0,000$ |
| | Mittlere Differenz | -85,46429 |
| | Standardfehler der Differenz | 10,46197 |
| | 95%-Konfidenzintervall | -106,21965 / -64,70893 |

3.2.4. Ergebnis der schließenden Statistik

Abschließend kann nach Betrachtung der deskriptiven und der schließenden Statistik davon ausgegangen werden, dass ein signifikanter Unterschied zwischen der Referenz- und der Vergleichsnaht hinsichtlich der Maximalkraft $F_{max} [N]$ besteht. Die Grundvoraussetzung der Nicht-Unterlegenheit in der Dehiszenzkraft $F_{3mm} [N]$ wurde erfüllt. Darüber hinaus zeigte sich ein signifikanter und relevanter Unterschied in den Stichproben der Maximalkraft $F_{max} [N]$ zwischen beiden Gruppen. Die variierte doppelt-modifizierte Kirchmayr-Kessler-Naht ist der Referenznaht in Betrachtung der Maximalkraft $F_{max} [N]$ überlegen.

4. DISKUSSION

In diesem Teil wird die Arbeit im Hinblick auf ihre Relevanz erörtert. Es findet eine Einbettung in den aktuellen Stand der Forschung zu Sehnennähten und speziell in der Biomechanik statt. Ein besonderer Fokus wird hier auf Versuchsreihen gelegt, bei denen die Naht nach Kirchmayr und Kessler im Vordergrund steht. Es werden die Ergebnisse der eigenen Versuche in Hinblick auf die in Kapitel 1.4 gestellte Forschungsfrage analysiert, bevor eine allgemeine Fehleranalyse erfolgt. Den Abschluss bildet ein Fazit, welches eine generelle Empfehlung für die Verwendung der Naht im Alltag und für weiterführende Forschungen beinhaltet.

4.1. BEZUG ZU HYPOTHESEN UND FORSCHUNGSFRAGE

In Kapitel 1.4. wurde bereits die Forschungsfrage für diese Arbeit gestellt und eingehend erläutert. Im Kapitel 2.2. erfolgte dann eine Methodenanalyse, aus der sich die für diese Arbeit gültigen Hypothesen ergaben:

H₀: Es besteht *kein* Unterschied zwischen der doppelt-modifizierten Kirchmayr-Kessler-Naht und der variierten doppelten modifizierten Kirchmayr-Kessler-Naht bezüglich der Maximalkraft $F_{max} [N]$ im Hinblick auf die jeweilige Nahtkonfiguration.

H₁: Es besteht ein Unterschied zwischen der doppelt-modifizierten Kirchmayr-Kessler-Naht und der variierten doppelt-modifizierten Kirchmayr-Kessler-Naht bezüglich der Maximalkraft $F_{max} [N]$ im Hinblick auf die jeweilige Nahtkonfiguration.

Es galt in dieser Arbeit die formulierten Hypothesen im detailliert erläuterten Versuchsaufbau (vgl. Kapitel 2.1.3) zu verifizieren oder abzulehnen. Vorausgegangen ist dem experimentellen Teil eine statistische Fallzahlberechnung auf Basis von Vorversuchen. Um die Arbeitshypothese zu verifizieren und die Null-Hypothese abzulehnen, ergaben sich die bereits in der schließenden Statistik (vgl. Kapitel 3.2, S.71 ff.) formulierten Kriterien:

1. Die Dehiszenzkraft $F_{3mm} [N]$ der Vergleichsnaht darf derjenigen der Referenztechnik nicht unterlegen sein. Die doppelt-modifizierte Kirchmayr-Kessler-Naht (dmK) gilt hierbei als Referenz.
2. Die Werte für $F_{3mm} [N]$ der Variante gelten in Bezug zu denjenigen der Referenznaht als nicht unterlegen, wenn der Mittelwert nicht mehr als 10N niedriger liegt als der Mittelwert der Referenz-Stichprobe.
3. Sollten die ersten beiden Voraussetzungen erfüllt sein, gelten Unterschiede der Maximalkraft $F_{max} [N]$ zwischen den beiden Stichproben ab einer Differenz von $>50N$ als relevant.

Wie bereits in im Kapitel der schließenden Statistik besprochen wurde (vgl. 3.2.4), konnten die ersten zwei Kriterien erfüllt werden. Die Variante war der Referenznaht in der Dehiszenzkraft $F_{3mm} [N]$ nicht unterlegen. Dies konnte anhand logarithmierter Werte teststatistisch bewiesen werden (vgl. Kapitel 3.2.2, S.77).

Kriterium 3 konnte ebenfalls bewiesen werden. Die variierte Nahtkonfiguration wies eine signifikant höhere Maximalkraft $F_{max} [N]$ auf als die doppelt-modifizierte Kirchmayr-Kessler-Naht (vgl. Kapitel 3.2.3, S.78; dmK $\bar{x}_{Fmax} [N] = 260,66N$; vdmK $\bar{x}_{Fmax} [N] = 346,13N$; $\Delta_{Fmax} [N] = 85,47N$, $p \sim 0,000$, 95%-KI: 64,71-106,22N). Insgesamt ergibt sich hieraus im Mittelwert ein Kraftzuwachs von 32,79%.

Nach Erfüllung der drei festgelegten Kriterien kann die Nullhypothese H_0 verworfen werden. Es gilt die Arbeitshypothese H_1 . Damit kann postuliert werden, dass die veränderte Nahtkonfiguration der variierten doppelt-modifizierten Kirchmayr-Kessler-Naht der ursprünglichen Nahtkonfiguration der Referenznaht überlegen ist.

4.2. FEHLERANALYSE

Bei der Ausarbeitung und Planung der Versuchsreihe wurde von einem signifikanten Unterschied der beiden Nahttechniken hinsichtlich der Maximalkraft F_{max} [N] ausgegangen. Dies hat sich bestätigt. Trotz allem besteht aufgrund der hohen Streuung weiterhin ein Restrisiko bezüglich der Verlässlichkeit des Ergebnisses. In diesem Kapitel sollen mögliche Fehlerquellen analysiert und auf ihre Plausibilität geprüft werden. Als Grundlage dient hierbei das 4M-Modell nach Ishikawa [96].

4.2.1. Mensch

Sämtliche Versuche dieser Arbeit wurden ausschließlich von einer einzelnen Person durchgeführt. Unterschiede in der Durchführung und interindividuelle Streuung können daher ausgeschlossen werden. Es besteht jedoch weiterhin die Möglichkeit einer intraindividuellen Streuung. Der Untersucher war zum Zeitpunkt der Versuchsdurchführung Student ohne fachärztliche Kenntnisse. Mögliche Effekte einer Lernkurve konnten jedoch durch Übung im Vorfeld der Durchführung und Vorversuche minimiert werden. Die Streuung verhielt sich über die Versuche konstant.

4.2.2. Material

Das verwendete Sehnenmaterial beinhaltete ausschließlich Schweinesehnen von Tieren, welche im Alter von weniger als einem Jahr im lokalen Schlachtbetrieb geschlachtet wurden. Es wurden ausschließlich hintere rechte Schweinefüße verwendet. Das Material wurde während der Präparation auf seine Unversehrtheit getestet. Eventuell beschädigte Präparate wurden von der Versuchsreihe ausgeschlossen. Die Sehnen wurden gleichmäßig auf die Versuchsgruppen aufgeteilt. Es bestanden bezüglich des Durchmessers sowohl interindividuelle Unterschiede als auch Unterschiede zwischen den Gruppen (vgl. Kapitel 3.1.6). Insgesamt hatten diese Unterschiede jedoch keinen Einfluss auf die Spannung σ [N/mm²] und den Elastizitätsmodul E [N/mm²] (vgl. Kapitel 3.1.9).

Als Nahtmaterial wurde ausschließlich Orthocord® #2 der Firma DePuys Synthes verwendet. Es wurden, sofern möglich, Fäden der gleichen Produktionscharge benutzt. Die Fäden wurden nach Öffnung der Schutzverpackung noch am selben Tag aufgebraucht. Somit kann ein Unterschied in der Fadenqualität ausgeschlossen werden. Die Teilung der Fäden war ein systematischer Fehler, der in beiden Versuchsgruppen durchgeführt wurde.

4.2.3. Maschine

Als Testmaschinen wurden die Materialprüfmaschine Zwicki-Line Z2,5kN und die optische Vermessungseinheit PONTOS 5M verwendet. Beide arbeiteten im Verlauf der experimentellen Phase zuverlässig und zeigten keinerlei technische Mängel. Die optische Messeinheit wurde am jeweiligen Versuchstag vor Beginn der Messungen auf seinen Standpunkt kalibriert. Die Maschinen können daher als Fehlerquellen ausgeschlossen werden.

Als mögliche Fehlerquelle stellte sich jedoch die Haltevorrichtung heraus. Während der Versuche kam es in der Gruppe der Referenznaht zum zweimaligen Versagen der Haltevorrichtung. Mögliche Ursachen hierfür können verkantete Sicherungsmuttern oder ungenügende Festigkeit der Halterung durch verringerten Kraftschluss zwischen den Fächerscheiben sein. Aufgrund der Größe der Versuchsgruppen von $n=56$ können diese Fehler jedoch im Verhältnis als nicht relevant eingestuft werden.

4.2.4. Methoden

Bei der Durchführung der Sehnenversuche wurde auf möglichst gute Reproduzierbarkeit Wert gelegt. Zur Gewährleistung der Reproduzierbarkeit erfolgte bei der Sehnenpräparation die Markierung des Rupturspalts sowie der Ein- und Ausstichstellen mithilfe schematisch angeordneter Linien auf der Sehne mithilfe eines handelsüblichen Hautstifts (vgl. Kapitel 2.3.1). Hierdurch konnte eine Vereinheitlichung der Fadenführung erreicht werden. Ein methodischer Fehler durch unterschiedliche Nahtkonfiguration konnte minimiert werden.

Bei der Naht selbst wurden die Fäden zum Teil in enger Beziehung zueinander durch die Sehne geführt. Hierbei kann es zur Verletzung der Fadenfilamente durch die Nadel gekommen sein. Dies sollte durch die Art der Fadenführung vermieden werden. Zusätzlich sollte der Kontakt des Nahtmaterials mit dem Instrumentarium möglichst minimiert werden. Trotz allem kann ein Kontakt und die Beschädigung einzelner Fadenfilamente nicht ausgeschlossen werden. Häufigster Versagensgrund des Sehne-Naht-Konstrukts war ein Ausriss des Fadenmaterials (n=103). Hier kann eine Schädigung des Nahtmaterials als Fehlerquelle ausgeschlossen werden. Das Versagen des Präparats trat vor dem Versagen des Fadenmaterials auf. Bei neun Präparaten kam es jedoch zu einem Riss des Nahtmaterials. Im Vergleich zu den durchgeführten Versuchen am Fadenmaterial (vgl. Kapitel 7.4) nach dem verwendeten Testprotokoll bewegen sich die erreichten F_{max} [N]-Werte jedoch im Bereich der zu erwartenden Belastbarkeit von Orthocord®-Nähten, welche mit zwei Fäden und mit jeweils einem Knoten geknüpft wurden.

4.3. BEZUG ZUM AKTUELLEN FORSCHUNGSSTAND

Die Achillessehnenruptur stellt nach wie vor die häufigste Sehnenruptur im menschlichen Körper dar. Trotz umfangreicher Forschung und vielfältiger Literatur gibt es zum aktuellen Zeitpunkt keinen Konsens über die optimale Therapie. Diese Arbeit beleuchtet mit der Untersuchung einer variierten Kirchmayr-Kessler-Naht nur einen Teil der operativen Behandlungsmöglichkeiten. Die adaptierende Naht stellt bis heute ein grundlegendes Konzept der Sehnenreparatur dar. Im Folgenden wird nun der aktuelle Stand in biomechanischen Vergleichen im Allgemeinen sowie den biomechanischen Eigenschaften und deren Optimierbarkeit im Speziellen verglichen und im Hinblick auf die Ergebnisse dieser Arbeit diskutiert.

Bisher ist die Betrachtung der Konfiguration der Schlaufenkonfiguration in Bezug auf die Länge der extratendinösen Zirkumferenz der proximalen und distalen Anker noch nicht Teil wissenschaftlicher Arbeit gewesen. Um eine Vergleichbarkeit für diese Arbeit herzustellen, ist daher eine Betrachtung der bisherigen biomechanischen Arbeiten an Sehnennähten nötig. Die gängige Literatur beschränkt sich vor allem auf verschiedene Konfigurationen der *locking-loop*-Konfiguration, welche einen festen Verschluss um eine

definierte Zahl an Faszikeln erzeugt. Die *grasping*-Technik dient aufgrund ihrer allgemeinen Bekanntheit und einfachen Struktur häufig als Benchmark in biomechanischen Versuchsaufbauten. Eine Vergrößerung der Zirkumferenz auf Basis der *grasping*-Technik ist nach aktuellem Kenntnisstand bisher nicht beschrieben. Insgesamt ist die Kirchmayr-Kessler-Naht in vielen verschiedenen Konfigurationen und Modifikationen sowie unter Verwendung von Augmentationen bereits Teil biomechanischer Vergleichsarbeiten. Die entsprechenden Arbeiten und deren Versuchsergebnissen werden nachfolgend im Hinblick auf die Schlaufenkonfiguration im Vergleich zu anderen Varianten der Kirchmayr-Kessler-Nahtvarianten betrachtet.

Einfluss der „locking-loop“-Konfiguration und Varianten

Chauhan et al. [97] verglichen in ihrer Arbeit aus dem Jahr 2018 unterschiedliche Flexorsehnen-Nähte an einem *in-vitro*-Modell menschlicher Fingershnen. Teil ihrer Betrachtung war die Testung einer 4-Strang-Variante der nach Pennington modifizierten Kessler-Naht mit einem doppelten FiberWire-Faden der Stärke USP #4-0 (DB-P). Weiterhin wurde für eine knotenlose doppelte Variante der Pennington-Naht ein mit Widerhaken versehener Quill-Faden der Stärke USP #2-0 (BS-DP) benutzt. Die Gruppenstärke gehört mit $n=15$ zu den größeren in der biomechanischen Literatur. Im Anschluss an die Versorgung wurden die Präparate mit einer Geschwindigkeit von 0,5mm/s in einem einachsigen Zugversuch unter anderem auf Dehiszenzkraft (2mm-Spalt) und Maximalkraft untersucht. Zusätzlich wurde die Nahtzeit dokumentiert. Im Ergebnis erreichten die beiden Nähte maximale Belastungsgrenzen von 45,2N (BS-DP) sowie 39,4N (DB-P). Die Kraft für 2mm-Spaltbildung belief sich auf 24,9N bzw. 21,4N. Die Präparate mit Quill-Faden versagten durch Fadenriss, während die FiberWire-Präparate in neun von zehn Fällen durch Ausreißen aus dem Sehnenmaterial versagten. Insgesamt wurden 6 verschiedene Techniken mit unterschiedlichem Fadenmaterial verglichen. Die Pennington-Nähte waren dabei einer Cruciate-Naht mit USP #4-0-Faden unterlegen. Es ist an dieser Studie zu kritisieren, dass weder in der Technik noch im verwendeten Fadenmaterial eine Konstanz vorliegt. Eine direkte Vergleichbarkeit ist daher nur eingeschränkt möglich.

Yang et al. [98] verglichen im Jahr 2017 eine einfache, modifizierte Kessler-Naht (MK), die aus einem Faden, zwei den Rupturspalt kreuzenden Strängen und einem im Spalt platzierten chirurgischen Knoten bestand, mit einer greifenden Variante der modifizierten Kessler-Naht (MKL). Diese sah im Bereich der Schlaufenanker eine *locking-loop*-Konfiguration vor, welche eine epitendinöse Fadenführung auf die Dorsalseite der Sehne beinhaltete, von wo aus die Sehne nach ventral durchstoßen wurde. Der Faden wurde schließlich am Scheitelpunkt der Lateralseite transversal durch die Sehne geführt. Hierdurch ergab sich ein knotenförmiges Umgreifen des Fadens, welches zu einem festen Umgreifen eines definierten Faserbündels führte. Zusätzlich waren Interlock-Varianten Teil der Untersuchung. Diese sollen bei dieser Untersuchung jedoch ausgeklammert werden. Zusätzlich zu der Kern-Naht führten die Untersucher eine Naht des *Peritendineums* durch. Als Modell diente die *Tendo m. flexor digitorum profundus* des Schweins. Nahtmaterial waren Nylonfäden der Stärke 4-0. Die Gruppenstärke war mit $n=6$ pro Vergleichsgruppe klein. Untersucht wurden unter anderem die Kraft bei 2mm Spaltbildung sowie die Maximalkraft. Es zeigte sich ein deutlicher Zuwachs in der Dehisenzkraft (MK: $39,1 \pm 11,6\text{N}$; MKL: $59,4 \pm 5,8\text{N}$; $p=0,028$) sowie in der Maximalkraft (MK: $43,4 \pm 9,6\text{N}$; MKL: $63,4 \pm 7,2\text{N}$; $p=0,006$). Es ergibt sich hierbei im Mittel ein Kraftzuwachs von $\Delta_{F_{\max}} [\text{N}] = 20\text{N}$, respektive 46,1%. Dieser ist deutlicher als in dieser Arbeit. Er verwendete für die Durchführung der biomechanischen Tests ein anderes Protokoll. Die Vorlast war mit 1N deutlich geringer und ebenso war die Verfahrensgeschwindigkeit konstant mit 10mm/min angegeben. Im Vergleich zum hier verwendeten Protokoll mit mehrphasigem Ablauf war diese deutlich langsamer. Zusammen mit der kleineren Fadenstärke kann dies die geringere Maximalkraft erklären. Zusätzlich zeigt sich, dass ein hoher Fehleranteil im Sinne von Knotenversagen ($n=3$) und Fadenriss ($n=4$) zu verzeichnen ist. Letzteres ist höchstwahrscheinlich auf die geringe Fadenstärke des verwendeten Nahtmaterials zurückzuführen. Zusätzlich hatte die Naht des *Peritendineums* einen unterstützenden Einfluss auf die Dehisenz- und Maximalkraft. Allerdings wurde diese bei allen untersuchten Nähten durchgeführt. Daher ist der nachgewiesene Kraftzuwachs am ehesten auf die jeweils verwendete Methode der adaptierenden Kernnaht zurückzuführen.

Kormpakis et al. [99] untersuchten im Jahr 2016 ebenfalls den Effekt einer neu entwickelten *locking-loop*-Konfiguration. Als Referenz diente hierfür eine modifizierte Kessler-Naht aus einem Faden mit zwei den Rupturspalt kreuzenden Strängen und einem im Spalt geknüpften Knoten. Zusätzlich wurde eine fortlaufende Variante mit vier den Rupturspalt kreuzenden Fäden mit einem Knoten getestet. Diese wird auch als Winters-Gelberman-Naht bezeichnet. Vom biomechanischen Grundgedanken her entspricht diese einer fortlaufend genähten Variante der hier verwendeten doppelt-modifizierten Kirchmayr-Kesselnahrt (dmK). Verglichen wurden sie mit einer Nahtvariante, welche intermittierend eingefügte schließende Knoten (*locking-loops*) vorwies. Diese wurden abwechselnd mit den *grasping-loops* in das Sehne-Naht-Konstrukt eingebracht. Die Knoten wurden erzeugt, indem der Faden nicht entsprechend der eigentlichen Fadenführung am Scheitelpunkt der Naht transversal durch die Sehne geführt wurde, sondern indem der Faden nach dem Ausstechen auf der Ventralseite der Sehne wiederum durch die Sehne auf die Dorsalseite geführt wurde. Von dort aus wurde der Faden in der Sehne durch die zuvor entstandene Schlaufe geführt und transversal auf die gegenüberliegende Laterale der Sehne gebracht. Dies erforderte nach Aussage der Autoren erhöhte Vorsicht und Erfahrung mit Sehnennähten. Durch die Fadenführung entstand der schließende Knoten, welcher einen definierten Teil des Sehnenmaterials umschloss. Um eine gleichmäßige Belastung des Nahtmaterials und eine bessere Gleitfähigkeit der Naht zu ermöglichen, wurden abwechselnd Knoten und *grasping-loops* verwendet. Als Modell wurden Flexorsehnen des Hundes verwendet. Die Versuche wurden mit Nahtmaterial der Stärke 3-0 und 4-0 durchgeführt. Zusätzlich führten die Verfasser eine Naht des *Peritendineums* durch. Im biomechanischen Vergleich wurden unter anderem die Dehiszenzkraft bei 2mm Spaltbildung ($F_{2mm} [N]$) und die Maximalkraft ($F_{max} [N]$) untersucht. Hierbei zeigte sich, dass die Modifikation mit Verwendung eines schließenden Knotens für die einfachen Varianten mit zwei kreuzenden Strängen unabhängig von der Fadenstärke keinen biomechanischen Vorteil brachte. Weder in der Dehiszenzkraft noch in der Maximalkraft konnte ein signifikantes Ergebnis erzielt werden. Bei den Nahtvarianten mit vier den Rupturspalt kreuzenden Fäden konnte nur für die Fadenstärke 3-0 ein Vorteil in der Dehiszenzkraft und in der Maximalkraft postuliert werden ($F_{max} [N]$: 82N vs. 109N; Zuwachs: 32,9%). Für die Fadenstärke 4-0 wurde nur bei der Maximalkraft ein signifikanter Vorteil ($F_{max} [N]$: 71N

vs. 86N; Zuwachs 21,1%) verzeichnet. Insgesamt wurde der geringe Effekt am ehesten auf das geringe Fadenkaliber als limitierenden Faktor zurückgeführt. Als häufigster Endpunkt wurde Versagen des Nahtmaterials angegeben. Für die signifikanten Ergebnisse war die intermittierende Verwendung eines schließenden Knotens verantwortlich. Das bot einen vergleichbaren Vorteil wie die in dieser Arbeit präsentierte Modifikation. Die Technik nach Korpakakis et al. ist für den durchführenden Chirurgen jedoch als schwieriger einzustufen. Dies ist mit einem erhöhten Zeitaufwand im Verhältnis zu der Methode dieser Arbeit gleichzusetzen.

Jordan et al. [100] untersuchten in ihrer Arbeit aus dem Jahr 2015 verschiedene viersträngige Sehnennähte auf biomechanische Eigenschaften hinsichtlich der unterschiedlichen Schlaufenanker-Konfigurationen. Sie verglichen eine Kessler-Naht nach Pennington (1 Faden fortlaufend, 1 Knoten) mit Lahey-, Adelaide- und Becker-Varianten. Allen Varianten war eine *locking-loop*-Konfiguration gemein. Getestet wurden die Sehnennähte an einem Schweinemodel in uniaxialen ($n=12$ pro Gruppe) und zyklischen ($n=12$ pro Gruppe) Testverfahren. Verwendet wurde eine USP #3-0 Kernnaht mit Ethibond® sowie eine periphere Naht. Im uniaxialen Zugversuch erfolgte eine Traversengeschwindigkeit von 20mm/min. Die zyklischen Versuche sahen eine dreistufige Belastung mit 10, 20 und 30N bei jeweils 400 Zyklen vor. Untersucht wurden die Dehiszenz, Maximalkraft und Steifigkeit der Rekonstruktionen. Zusammenfassend ergab sich zwischen den einzelnen Nähten kein Unterschied im Dehiszenzverhalten. In der Maximalkraft war die Kessler-Naht der Lahey- und Adelaide-Technik gleichwertig, der Becker-Naht jedoch unterlegen. Sie erreichte eine Maximalkraft von $\sim 78 \pm 22$ N. Damit besteht eine verhältnismäßig große Streuung. Zusätzlich weist das Ergebnis im Verhältnis zu der hier betrachteten Arbeit eine geringere Maximalkraft auf. Dies ist am ehesten mit der geringen Fadenstärke und dem veränderten Protokoll zu erklären.

Chen et al. [101] untersuchten in ihrer Arbeit aus dem Jahr 2014 die biomechanischen Eigenschaften einer neuen Tsuge-Variante. Hierbei wurde eine doppelte, modifizierte Kessler-Naht in einer viersträngigen *locking-loop*-Konfiguration als Benchmark genutzt. Die Gruppe nutzte menschliche Flexorsehnen der Hand, welche nach der Reparatur mit USP #4-0-Prolene®-Fäden einem axialen Zugversuch mit 0,2mm/s ausgesetzt wurden. Verglichen wurden im Anschluss die Dehiszenzkraft (für 2mm-Spaltbildung) sowie die Maximalkraft. Die Kessler-Naht erreichte hier Werte von $22,4 \pm 1,8$ N für die 2mm-

Spaltbildung sowie $31,8 \pm 3,4\text{N}$ für die Maximalkraft. Die Werte sind geringer als die der vorgestellten Tsuge-Variation ($F_{2mm} [N] = 28,4 \pm 3,1\text{N}$; $F_{max} [N] = 42 \pm 5,2\text{N}$). Insgesamt sind sie auch den Werten der hier vorgestellten Ergebnisse unterlegen. Dies kann zum einen im geringeren Fadenkaliber aber auch im veränderten Test-Protokoll begründet liegen. Eine Aussage über die vorherrschenden Versagensgründe wurde nicht getätigt.

Karjalainen et al. [102] veröffentlichten im Jahr 2012 eine Arbeit, in welcher sie sechs verschiedene Schlaufenkonfigurationen in einem *in-vitro*-Sehnenmodell der menschlichen Hand untersuchten. Zwei der Konfigurationen entsprachen einer nach Pennington modifizierten Kessler-Naht. Die erste Variante geht mit zwei greifenden *locking-loops* und einer intratendinös verlaufenden Transversalführung einher, während die zweite Variante die spiegelbildliche Form mit einer peripher-tangential verlaufenden Transversalen und intratendinösen Schlaufen ist, welche im Schluss ebenfalls eine schließende Schlaufe bildet („surface-locking Kessler“/SLK). Die Untersucher nutzten Nitinol der Stärke 0,2mm als Nahtmaterial. Die Nähte wurden nur auf einer Seite des Rupturufers durchgeführt und im Anschluss mit 20mm/s auf Maximalkraft, Versagensmodus und andere biomechanische Eigenschaften getestet. Es zeigte sich für die Pennington-Variante eine Maximalkraft von 39N, wohingegen die SLK-Naht eine Maximalkraft von 69N erreichte. Die Inversion der Nahtkonfiguration erzeugte demnach einen Kraftzuwachs von 76%. Insgesamt wurden zehn Präparate pro Gruppe untersucht. Sieben der SLK-Nähte versagten durch Fadenruptur. Demgegenüber war in der Pennington-Gruppe Ausriss das durchgehende Nahtversagen.

Haimovici et al. [103] untersuchten in ihrer Arbeit aus dem Jahr 2012 den Einfluss damals neuartiger Nahtmaterialien (FiberWire[®], FiberLoop[®]) und verschiedener Kombinationen von *locking-loops* nach Pennington auf ihre biomechanischen Eigenschaften. Zusätzlich versuchten sie zu erörtern, ob die numerische Anzahl oder der Modus der kreuzenden Stränge im Bereich des Rupturspalts eine Auswirkung auf die Eigenschaften hat. Als Modell wurden menschliche Fingersehnen mit USP #4-0- FiberLoop[®], USP #4-0- FiberWire[®] oder USP #2-0-FiberWire[®] versorgt. Hierdurch sollte untersucht werden, ob der doppelte FiberLoop[®]-Faden ähnliche oder bessere Eigenschaften als eine doppelt ausgeführte Naht mit einem FiberWire[®]-Faden besitzt. Zusätzlich wurden die Ergebnisse mit einer einfachen Naht unter Verwendung des höherkalibrigen Fadens verglichen. Sie wurden in einem einachsigen Zugversuch mit 0,5mm/s auf Dehiszenz und Maximalkraft

getestet. Im Ergebnis zeigte sich, dass die doppelt durchgeführte Pennington-Naht mit zwei in ihrer Lokalisation unterschiedlichen Schlaufenlokalisationen die besten Eigenschaften besaß. Sie war den anderen Nähten in Dehiszenzkraft ($28,5 \pm 3\text{N}$ vs. $21,4 \pm 3\text{N}$ vs. $24,4 \pm 2\text{N}$; $p=0,048$) und Maximalkraft ($56 \pm 2\text{N}$ vs. $32,8 \pm 4\text{N}$ vs. $37 \pm 2\text{N}$; $p<0,001$) überlegen. Alle Nähte versagten durch Ausreißen aus dem Sehnenmaterial. Dies impliziert, dass die maximale Belastungsfähigkeit des Fadens nicht erreicht wurde. Insgesamt sind die Ergebnisse mit denjenigen dieser Arbeit aufgrund der unterschiedlichen Technik, dem veränderten Protokoll mit langsamem Verfahrenweg und anderer Nahtkonfiguration nur bedingt vergleichbar.

Yotsumoto et al. [104] untersuchten in ihrer Arbeit aus dem Jahr 2010 die biomechanischen Eigenschaften einer neuen Nahttechnik, welche in der Schlaufenkonfiguration und der Nahttechnik der nach Pennington modifizierten Kirchmayr-Kessler-Naht ähnelt. Ähnlich der Kessler-Variante bildeten jeweils zwei proximal und distal angeordnete Schlaufenanker die biomechanische Grundlage der Sehnenreparatur. Die spezielle Konfiguration der beschriebenen Variante beinhaltete nach der transversalen Stichführung ein Herumführen des Fadens auf die Dorsalseite der Sehne. Von dort wurde die Naht nach ventral gestochen und anschließend wieder intratendinös longitudinal zum Rupturerfer geführt. Hierdurch ergab sich eine sichere *locking-loop*-Konfiguration. Zusätzlich wurde die umgriffene Querschnittsfläche der Sehne im Vergleich zur Ausgangsform, der nach Pennington modifizierten Kessler-Naht, maximiert. Als Vergleichsnaht dienten zum einen eine Yoshizu-1-Technik, welche eine Kombination aus einer Pennington-Variante, der Kessler-Naht und einer zusätzlichen Tsuge-Naht mit zwei greifenden Schlaufen proximal und distal der Schlaufenanker der Pennington-Naht vorsah, und zum anderen eine Naht nach Savage. Als Sehnenmodell wurden Rindersehnen genutzt. Das Fadenmaterial bestand aus einem USP #2 FiberWire®-Faden. Zusätzlich wurde eine Gruppe mit USP #5-Fäden zum Testen der neuen Nahttechnik versorgt. Die Verfahrensgeschwindigkeit war mit 20mm/min deutlich langsamer als die der vorgestellten Arbeit. Außerdem waren die Versuchsgruppen mit $n=5$ sehr klein. Im Ergebnis hielten die USP #2-Nähte $402 \pm 2,9\text{N}$ (*side-locking-loop*) bzw. $598 \pm 54,3\text{N}$ (Yoshizu-Kombination). Die USP #5-Variante der *side-locking-loop* konnte mit $784,4 \pm 13,2\text{N}$ einen deutlichen Kraftzuwachs verzeichnen. Dieser Effekt ist im Verhältnis zu den hier präsentierten Ergebnissen mit einem Kraftzuwachs von 95% höher

einzuordnen. Die Autoren postulierten daher, dass die Verwendung einer größeren Fadenstärke die Belastbarkeit einer Zweistrang-Naht gegenüber der Verwendung mehrerer Stränge eher verbessert. Auffällig bei den Ergebnissen dieser Veröffentlichung ist die geringe Streubreite von unter 2% für die neue Technik. Dies ist am ehesten auf den Versagensmodus zurückzuführen. Alle Proben versagten durch Riss des Fadenmaterials. Im Gegensatz dazu konnte in der hier vorgestellten Arbeit die maximale Belastungsgrenze des Fadenmaterials nicht erreicht werden.

Herbort et al. [88] untersuchten im Jahr 2008 in zyklischen Versuchen die biomechanischen Eigenschaften von Bunnell- und Kessler-Nähten. Sie nutzten eine nach Pennington modifizierte Variante mit einem Faden und zwei den Rupturspalt kreuzenden Strängen und einem Knoten. Im Gegensatz zu der in dieser Arbeit genutzten Technik weist die Pennington-Naht einen schließenden *locking-loop* auf. Als Modell nutzten sie menschliche Achillessehnen, welche *post mortem* entnommen wurden. Hiermit stellten sie sicherlich eines der verlässlichsten biomechanischen Modelle. Das Fadenmaterial entsprach einem 0,7mm PDS[®] und war damit im Verhältnis zu vergleichbaren Studien sehr großkalibrig. Das Protokoll der Versuche sah bis zu 1000 zyklische Belastungen vor, bevor das Sehne-Naht-Konstrukt auf Maximalkraft getestet wurde. Eine direkte Vergleichbarkeit der Ergebnisse ist nicht vollumfänglich möglich, da eine Schwächung der Präparate durch die Vorbelastung nicht auszuschließen ist. Insgesamt erreichten die Kessler-Nähte jedoch eine Maximalkraft von $F_{max} [N] = 193 \pm 44N$ und gehören damit zu den stärksten getesteten Rekonstruktionen in dieser Technik. Die Gruppengröße ist im Verhältnis zu dieser Arbeit jedoch mit $n=12$ verhältnismäßig klein.

Dogramaci et al. [105] untersuchten im Jahr 2009 die Auswirkungen der Reduktion von *locking-loops* in einer modifizierten Kessler-Naht (*side-locking-loop* nach Hatanaka) auf die Maximalkraft und das Dehiszenzverhalten in einem einachsigen Zugversuch. Die Versuche wurden mit einem USP #4-0-Prolene[®]-Faden an einem Schafmodell durchgeführt. Ziel war es, die Veränderung der biomechanischen Eigenschaften durch Ersetzen von zwei der ursprünglich vier *locking-loops* durch *grasping-loops* (jeweils eine Schlaufe pro Rupturufer) zu beobachten. Es zeigte sich, dass die Anzahl der schließenden Schlaufen keinen Einfluss auf die Dehiszenzkraft hat ($19,2 \pm 1,4N$ vs. $19,3 \pm 1,9N$, $p=0,816$). Dahingegen zeigte sich bei der Maximalkraft eine signifikante Kraftminderung durch Reduktion der schließenden Schlaufen ($33,1 \pm 2,6N$ vs. $29,8 \pm 3,2N$). Sämtliche

Präparate versagten durch Riss des Fadenmaterials. Dadurch schien in diesen Versuchen das Fadenmaterial der limitierende Faktor gewesen zu sein. Die Kraftwerte sowohl für die Maximal- als auch für die Dehiszenzkraft sind insgesamt geringer als in der hier dargestellten Arbeit. Als Grundlage dieser Beobachtung kann das geringe Fadenkaliber, die geringere Traversengeschwindigkeit (20mm/min vs. 120mm/min in der letzten Phase) und das veränderte Sehnenmodell genannt werden. Insgesamt war die Gruppenstärke mit $n=10$ für beide Gruppen im Vergleich sehr gering.

Hirpara et al. [106] untersuchten im Jahr 2007 im Rahmen ihrer Vergleiche bezüglich durch Naht verursachte Auftreibungen („bulking“) die Dehiszenz- und Maximalkräfte von drei geläufigen Nahttechniken. Eine Variante war die nach Pennington modifizierte Kirchmayr-Kessler-Naht. Sie wurde mit der Cruciate-Naht und der Variante nach Savage verglichen. Man untersuchte den Einfluss der kreuzenden Stränge (2, 4 und 6) auf die postoperative Auftreibung und die biomechanischen Eigenschaften. Zusätzlich wurde der Einfluss einer peripheren Naht gemessen. Verwendet wurden Ethibond®-Fäden der Stärke 4-0. Die Gruppengrößen beliefen sich auf $n=10$ und waren ebenfalls kleiner als in dieser Arbeit. Ein weiterer Unterschied war die Nutzung einer einfachen Methode mit zwei den Rupturspalt kreuzenden Fäden. Mit der Pennington-Variante wurden außerdem schließende *locking-loops* im Gegensatz zu den hier verwendeten *grasping-loops* erzeugt. Insgesamt erreichten die Untersucher für die Pennington-Naht eine Maximalkraft von $26,23 \pm 1,89\text{N}$. Ein additiver Effekt der peripheren Naht wurde zwar beschrieben, aber nicht numerisch ausgewiesen.

Wada et al. [92] untersuchten in ihrer Arbeit aus dem Jahr 2000 anhand einer modifizierten, fortlaufenden, doppelten Kessler-Naht mit einem Knoten den Einfluss von schließenden *locking-loops* auf die biomechanischen Eigenschaften der Sehne-Naht-Konstruktionen im Vergleich zu greifenden *grasping-loops*. Die Versuche wurden an einem Hundesehnenmodell durchgeführt. Verwendung fand ein USP #3-0-Ethibond®-Faden. Schließlich wurden die Rekonstruktionen einem einachsigen Zugversuch mit einer Traversengeschwindigkeit von 25mm/min ausgesetzt. Untersucht wurden unter anderem die Dehiszenzkraft bei 2mm Spaltbildung ($F_{2\text{mm}} [N]$) und die Maximalkraft bei Nahtversagen ($F_{\text{max}} [N]$). Es zeigte sich bei der Dehiszenzkraft ein signifikanter Unterschied (*grasping*: $20,4 \pm 2,2\text{N}$ vs. *locking*: $24,6 \pm 2,5\text{N}$; $p=0,002$). Ein ähnlicher Vorteil wurde bei der Maximalkraft $F_{\text{max}} [N]$ festgestellt. Die *locking-loop*-Konfiguration

erzielte auch hier bessere Ergebnisse als die *grasping*-Technik (*locking*: $45,9 \pm 5,0\text{N}$ vs. *grasping*: $37,5 \pm 4,9\text{N}$; $p < 0,001$). Für $F_{max} [N]$ ergibt sich hieraus ein Kraftzuwachs von 22,4%. Ähnliche Ergebnisse wurden für die ebenfalls untersuchte Cruciate-Naht erzielt. Eine Vergleichbarkeit zu der hier vorliegenden Arbeit ist allerdings aufgrund des unterschiedlichen Prüfprotokolls und der geringen Fadenstärke nur orientierend möglich. Besonders beachtenswert ist, dass das Nahtversagen bei der *grasping*-Methode in 7 von 10 Versuchen durch Ausriss des Nahtmaterials zustande kam. Bei den Untersuchungen dieser Arbeit war dies ebenfalls der vorherrschende Grund. Im Gegensatz dazu war das Versagen der *locking*-Konfiguration vollständig durch Fadenruptur bedingt.

Hatanaka et al. [107] untersuchten im Jahr 1999 den Einfluss der durch *locking-loops* umschlossenen Querschnittsfläche einer Sehne auf die biomechanischen Eigenschaften einer Sehnenreparatur. Hierzu nutzten sie eine modifizierte Form der Pennington-Variante der Kessler-Naht. Hier wurde durch einen dorsalen Ausstich hinter der transversalgeführten Naht ein sicherer Verschluss der Schlaufe gewährleistet. Die Stichführung ist dabei während der Versuche so angepasst worden, dass insgesamt 10, 30 und 50% des Sehnenquerschnitts umfasst wurden. Zusätzlich wurde eine Gruppe mit einer kreuzenden Nahtführung gebildet, wodurch die insgesamt umschlossene Fläche 50% des Querschnitts abdeckte und innerhalb der Schlaufe *jeweils* 45% der Sehne umgriffen wurde. Eine adaptierende Naht wurde nicht durchgeführt. Der Faden wurde an einem Zylinder befestigt und die Präparate anschließend einem biomechanischen Zugversuch unterzogen. Unter einer Traversengeschwindigkeit wurden die Präparate unter anderem auf Versagensmodus und Maximalkraft getestet. Im Ergebnis zeigte sich, dass die Vergrößerung der Fläche einen Zuwachs der Widerstandsfähigkeit mit sich bringt (10%: $54,2 \pm 3,3\text{N}$; 30%: $62,1 \pm 3,7\text{N}$; 50%: $66,4 \pm 4,8\text{N}$; *überlappend*: $65,2 \pm 2,2\text{N}$). Es zeigte sich demnach ein Kraftzuwachs von 14,6% bzw. 22,5%. Es bestand kein signifikanter Unterschied zwischen der 50%-Gruppe und der überlappenden Gruppe. Das Ergebnis ist insoweit interessant für die hier durchgeführte Studie, als dass durch die Vergrößerung der äußeren Zirkumferenz des Fadenverlaufs auch der umschlossene Sehnenquerschnitt bei der Vergleichsnaht (vdmK) zunimmt. Von daher scheint dieser für schließende Schlaufenkonfigurationen geltende Sachverhalt auch auf die *grasping*-Methoden zuzutreffen.

Shaieb et al. [86] untersuchten im Jahr 1997 Möglichkeiten zur Verstärkung der bekannten Kessler-Variante nach Pennington. Hierzu erhöhten sie die Anzahl der den Rupturspalt kreuzenden Stränge, indem sie auf eine doppelte und dreifache Kessler-Naht zurückgriffen. Diese verglichen sie im Anschluss mit der Grundform und zwei geläufigen vier- bzw. sechssträngigen Nahttechniken (Indiana/Strickland und Savage). Sie verwendeten als Modell Kaninchensehnen und Ethibond[®]-Fadenmaterial der Stärke 4-0. Außerdem war die Verfahrensgeschwindigkeit der Zugversuche mit 20mm/min gering, was die geringeren Maximalkräfte begründen kann. Die Gruppengrößen waren mit $n=7$ wiederum klein. Beachtenswert ist der damals erstmalige biomechanische Nachweis, dass die mehrfache Verwendung der bekannten Nahttechnik im Sinne einer doppelten bzw. dreifachen Nahtkonstruktion einen linearen Kraftzuwachs mit sich bringt. Die Autoren beobachteten nahezu eine Verdopplung, respektive Verdreifachung, der untersuchten Eigenschaften. So erreichten die Nähte bei der Dehiszenzkraft (2mm Spaltbildung) Werte von $16,03 \pm 5,56\text{N}$ (einfache Variante), $31,87 \pm 6,33\text{N}$ (doppelte Variante) und $50,01 \pm 6,60\text{N}$ (dreifache Variante). Bei der Maximalkraft waren die Ergebnisse ähnlich deutlich (einfach: $17,79 \pm 4,43\text{N}$; zweifach: $39,44 \pm 5,53\text{N}$; dreifach: $54,71 \pm 6,28\text{N}$). Der direkte Einfluss der kreuzenden Fäden war demnach offenkundig. Nicht erwähnt wurde dagegen, dass mit der gesteigerten Anzahl der kreuzenden Fäden auch die Anzahl der distalen Schlaufenanker zunimmt. Damit geht auch eine Erhöhung der umgriffenen Faserzahl und der Reibungskräfte einher. Ein Unterschied zu der in dieser Arbeit verwendeten Nahttechnik ist zudem, dass die Anker der medialen Naht nicht die longitudinalen Fäden der äußeren Naht umschlossen, was zusätzliche Haltekräfte in der Sehne-Naht-Konstruktion mit sich bringen soll. Insgesamt war die doppelte Kessler-Naht der Vergleichsnaht (Indiana/Strickland) überlegen. Diese wies nur vier Schlaufenanker und eine verstärkende Matratzennaht auf. Die dreifache Variante erschien der Savage-Naht mit gleicher Anzahl kreuzender Fäden jedoch unterlegen.

Wagner et al. [108] verglichen im Jahr 1994 eine einfache, modifizierte Kessler-Tajima-Naht (KT) bestehend aus zwei Fäden mit zwei den Rupturspalt kreuzenden Strängen und zwei Knoten im Bereich des Spalts, mit einer modifizierten Variante (SL), welche im Bereich der proximalen und distalen Schlaufenanker eine *locking-loop*-Konfiguration im Sinne einer doppelten Schlaufenbildung hatte. Der Vergleich war Teil einer *in vivo*-Studie, welche einen initialen *in-vitro*-Versuch vorsah. Zusätzlich wurde die Methode

nach Savage getestet, auf die in diesem Zusammenhang nicht eingegangen werden soll. Als Modell dienten Hundesehnen und Nahtmaterial waren Nylon-Fäden der Stärke 4-0. Die Gruppenstärke war mit $n=6$ pro Vergleichsgruppe verhältnismäßig klein. Es zeigte sich, dass in dieser Versuchsreihe kein Unterschied zwischen der *locking*- und der *grasping*-Technik (F_{max} [N]: KT 11N vs. SL 11N) gefunden werden konnte. Das verwendete Protokoll sah einen einphasigen Ablauf mit einer konstanten Traversengeschwindigkeit von 20mm/min vor. Diese war deutlich niedriger als die in Phase vier des Testprotokolls verwendete Geschwindigkeit, was in Kombination mit der kleinen Fadenstärke eine geringere Maximalkraft erklären kann.

Biomechanische Betrachtung der grasping-Technik und Variationen

Cash et al. [109] untersuchten im Jahr 2012 die biomechanischen Eigenschaften des damals in Entwicklung befindlichen FiberLoop[®]-Fadenmaterials. Es wurde gegen FiberWire[®] und Ethibond[®] in den jeweiligen Stärken USP #4-0 evaluiert. Als Modell dienten eine *grasping*-Technik (modifizierte Kessler-Naht) und eine *locking-loop*-Technik (modifizierte Krackow-Naht). Verwendet wurden 78 Rindersehnen, aufgeteilt in 6 Gruppen mit einer Gruppenstärke von $n=13$. Getestet wurden die Präparate in einem einachsigen Zugversuch mit einer Traversengeschwindigkeit von 0,33mm/s, welche im Vergleich zu dieser Arbeit deutlich geringer war. Zusätzlich wurden sie einer Vorlast von 5N ausgesetzt, um die Versuchsabläufe zu normieren. Getestet wurde auf Dehiszenzkraft bei 2mm-Spaltbildung, Maximalkraft und Steifigkeit. Im Ergebnis zeigte sich entgegen der Erwartungen kein Unterschied zwischen den Nahttechniken, unabhängig vom verwendeten Nahtmaterial. Unterschiede zeigten sich vor allem bei der Verwendung unterschiedlichen Nahtmaterials. Bezogen auf die Verwendung der Kessler-Naht erwies sich FiberWire[®] als stärkstes Nahtmaterial, gefolgt von FiberLoop[®] und Ethibond[®] ($92 \pm 19\text{N}$ vs. $82 \pm 13\text{N}$ vs. $62 \pm 11\text{N}$). Es ergab sich durch die Wahl des Nahtmaterials demnach ein Kraftzuwachs von 48,4% zwischen FiberWire[®] und Ethibond[®] bzw. von 32,3% zwischen FiberLoop[®] und Ethibond[®]. Beachtenswert ist, dass der FiberLoop[®]-Faden dem FiberWire[®]-Material trotz gleichem Aufbau (FiberLoop[®] besteht aus einem doppelten FiberWire[®]-Faden) unterlegen war und 10,8% weniger Maximalkraft erreichen konnte. Die Versagens-Modi für die betrachteten Reparaturen variierten zwischen Fadenriss und

Ausriss des Materials aus dem Sehngewebe. Während bei Ethibond[®]-Nähten 12 von 13 Proben durch Fadenriss versagten, war bei FiberWire[®] und FiberLoop[®] das vorherrschende Versagen durch Ausriss bedingt (10/13 bzw. 13/13). Damit ist davon auszugehen, dass die maximale Belastbarkeit der Nahttechnik derjenigen der letztgenannten Fadenmaterialien unterlegen war. Insgesamt erreichten die Untersucher in ihren Versuchen trotz viersträngiger Nahttechniken nicht die Maximalkräfte dieser Arbeit.

McCoy et al. [110] untersuchten im Jahr 2010 die biomechanischen Eigenschaften einer doppelten Kessler-Naht im Vergleich zu doppelten Varianten der Bunnell- und Krackow-Naht. Sie nutzten hierfür menschliche Achillessehnen, welche in 3 Gruppen à 8 Präparate aufgeteilt wurden. Die Naht wurde mit einem USP #2-Polyester-Faden durchgeführt. Die zwei verwendeten Fäden wurden im Bereich des Rupturspalts mit jeweils einem Knoten gesichert. Jeweils vier Stränge kreuzten bei der jeweiligen Nahtmethode den Rupturspalt. Im Anschluss erfolgte ein uniaxialer Zugversuch mit 8,5mm/s. Dies stellt die höchste Traversengeschwindigkeit in der bisherigen Literatur dar. Untersucht wurde die Maximalkraft in Abhängigkeit von der Nahtmethode. Die doppelte Kessler-Naht erreichte eine mittlere Maximalkraft von $167 \pm 51\text{N}$. Es zeigte sich kein signifikanter Unterschied zu den anderen untersuchten Methoden (*Krackow*: $200 \pm 20\text{N}$; *Bunnell*: $196 \pm 45\text{N}$; $p=0,24$). Daher postulierten die Verfasser, dass die Anzahl der kreuzenden Stränge im Bereich des Rupturspalts einen größeren Einfluss auf die Widerstandskraft der Sehne-Naht-Konstruktion hat als die Nahtmethode. Damit widersprach diese Studie der bis dahin geltenden Auffassung, dass die Kirchmayr-Kessler-Naht schwächer als die anderen beiden untersuchten Nahtmethoden sei. Ebenso war der ausschließliche Versagensmodus Fadenriss. Dies steht im Gegensatz zu den Ergebnissen dieser Arbeit, in der der Ausriss aus dem Sehnenmaterial der vorherrschende Versagensmodus ist.

Gebauer et al. [111] untersuchten im Jahr 2007 den Effekt unterschiedlichen Fadenmaterials und der Augmentation einer Plantarissehne bei der Verwendung einer Kirchmayr-Kessler- bzw. Bunnell-Naht. Sie führten seine Untersuchungen an *post mortem* entnommenen, menschlichen Achillessehnen durch. Die Gruppengrößen waren mit $n=10$ im Verhältnis klein. Die Gruppen wurden zu gleichen Teilen mit monofilen (USP #1) oder geflochtenen Polydioxon-Fäden (0,7mm Durchmesser) versorgt. Bei jeweils einer Gruppe der Bunnell- bzw. Kessler-Naht wurde die Methode mit monofilem

Faden versorgt und mit der Plantarissehne verstärkt. Schließlich wurden die Präparate einachsigen Zugversuchen ausgesetzt. Diese wurden mit 1,66mm/s in einem einphasigen Protokoll durchgeführt. Diese Traversengeschwindigkeit entspricht damit in etwa der vierten Phase der hier vorgestellten Arbeit (2mm/s). Im Ergebnis zeigten sich deutliche Effekte. Die Verwendung von geflochtenem Material gegenüber monofilem Material erbrachte für die Maximalkraft F_{max} [N] einen Kraftzuwachs von 43N (monofil: $137 \pm 37,3N$; geflochten: $180 \pm 41,1N$), respektive 31,4%. Noch deutlicher war der Effekt bei der Verstärkung durch die Plantarissehne. Hier ergab sich ein Zuwachs der Maximalkraft von 74N ($137 \pm 37,3N$ vs. $211 \pm 60,4N$). Prozentual gesehen entspricht dies 54%. Auffällig ist in dieser Arbeit die hohe Streuung zwischen den einzelnen Proben. Diese liegt höher als in der vorliegenden Arbeit.

Yildirim et al. [112] verglichen im Jahr 2002 die Ausriss-Kraft, welche bei der Verwendung einer Kessler-Naht im Vergleich zu den gebräuchlichen Methoden nach Bunnell und Krackow auftrat. Verwendet wurden Schafsehnen und USP #5-Ticron[®]-Fäden. Die Naht wurde nur am proximalen Rupturufer durchgeführt. Zwei Fäden kreuzten den Rupturspalt. Schließlich wurden die Nähte mithilfe eines einachsigen Zugversuches auf Maximalkraft getestet. Die Traversengeschwindigkeit lag bei 20mm/min. Hier ergab sich für die Naht nach Kessler eine Kraft von $101,4 \pm 16,4N$. Die Streuung war auch in dieser Arbeit verhältnismäßig hoch. Es wurden im Verhältnis zu der hier vorgestellten Arbeit eine geringere Verfahrensgeschwindigkeit und weniger kreuzende Stränge verwendet. Dies kann die geringe Maximalkraft erklären. Weiterhin wurde nur der proximale Teil der Sehne versorgt. Eine Adaptation der Sehnenstümpfe fand nicht statt.

Taras et al. [113] untersuchten im Jahr 2001 den Einfluss unterschiedlicher Kaliberstärken auf die biomechanischen Eigenschaften von *grasping-loop*-Techniken. Hierfür nutzten sie menschliche Flexorsehnen der Hand, welche sie mit Kessler-, Bunnell- oder einer *double-grasping*-Technik versorgten. Er verwendete Ethibond[®]-Fäden der Stärken 5-0 bis 2-0. Jede Versuchsgruppe (nach Technik und Fadenkaliber) hatte eine Größe von $n=10$. Damit waren diese im Verhältnis zu dieser Arbeit verhältnismäßig klein. Im Anschluss prüften sie die Präparate in einem einachsigen Zugversuch mit 20mm/min. Auch hier war die Verfahrensgeschwindigkeit geringer als in der vorliegenden Arbeit. Im Ergebnis zeigte sich jedoch für die modifizierte Kessler-Naht

ein linearer Bezug von Maximalkraft im Verhältnis zur Kaliberstärke. Die Steigerung erfolgte von $F_{max} [N] = 15,51N$ bei USP #5-0 auf $F_{max} [N] = 41,43N$ bei Verwendung eines USP #2-0-Fadens (4-0: 22,29N; 3-0: 31,47N). Der Kraftzuwachs betrug bis zu 167%. Ebenfalls auffällig war, dass der Modus des Versagens vom Riss des Fadenmaterials bei kleinem Fadenkaliber (10 von 10) zum Ausriss des Fadenmaterials aus der Sehne bei der USP #2-0-Naht (10 von 10) wechselte. Damit konnte ein direkter Zusammenhang zwischen Fadenkaliber und Maximalkraft hergestellt werden.

Barrie et al. [114] untersuchten im Jahr 2000 den Einfluss verschiedener Nahtvarianten mit mehreren den Rupturspalt kreuzenden Strängen auf biomechanische Eigenschaften. Unter anderem waren eine 2- bzw. 4-Strang-Variante der Kessler-Naht Bestandteil der Untersuchungen. Als Modell dienten menschliche Fingersehnen, welche mit einer 4-0 Ethibond® Faden-Reparatur sowie mit einer peripheren und mit einer Hautnaht versorgt wurden. Anschließend wurden die Präparate in Flexionsstellung des Fingers in einem einachsigen Zugversuch mit 40mm/min auf Dehiszenz (2mm/3mm/4mm) sowie Maximalkraft getestet. Hier zeigte sich bei Fokus auf die Kessler-Nähte kein signifikanter Unterschied in der Dehiszenz. Hingegen ergab sich ein deutlicher Zuwachs der Maximalkraft (39N vs. 66N, $p < 0,05$). Dies entsprach einem Kraftzuwachs von 69,2%. Die Maximalkräfte waren im Verhältnis zu den Ergebnissen dieser Arbeit gering. Dies ist zum einen auf das schmalkalibrige Fadenmaterial und zum anderen auf das unterschiedliche Protokoll mit niedriger Verfahrensgeschwindigkeit zurückzuführen. In Anbetracht des Gesamtergebnisses postulierten Barrie et al. in der Arbeit, dass eine viersträngige Nahttechnik die ideale Kombination aus technischer Einfachheit, Zugkraft und Gleiteigenschaften für eine Sehnennaht darstellt.

Soejima et al. [115] untersuchten im Jahr 1995 anhand statischer Zugversuche den Effekt einer dorsalen bzw. palmaren Platzierung der Sehnennaht auf die biomechanischen Eigenschaften der Konstruktion. Sie nutzten hierzu jeweils 10 menschliche Flexorsehnen der Hand, welche sie nach einer Tenotomie mit einer modifizierten Kirchmayr-Kessler-Naht versorgten. Durchgeführt wurde die Naht mit USP #4-Nylonfäden und einer peripheren Naht. Im Anschluss wurden die Konstrukte in einem uniaxialen Zugversuch mit 20mm/min auf Maximalkraft und Steifigkeit untersucht. Hier zeigte sich, dass durch die dorsale Platzierung der Naht ein Kraftzuwachs von 26,5% erreicht wurde (*palmar*: $28,04 \pm 1,89N$ vs. *dorsal*: $35,48 \pm 1,97N$, $p < 0,05$). Wie auch in den zuvor erwähnten

Arbeiten ist das verwendete Fadenmaterial im Vergleich zu dieser Arbeit kleinkalibrig und das Zugprotokoll aufgrund der niedrigeren Traversengeschwindigkeit nicht optimal vergleichbar. Insgesamt ist die Relevanz und Übertragbarkeit der Erkenntnisse von der Hand- auf die Achillessehnenchirurgie aufgrund der unterschiedlichen Sehnenhistologie fraglich.

Watson et al. [116] untersuchten im Jahr 1995 die biomechanischen Eigenschaften der damals geläufigsten Sehnenreparaturen nach Kessler bzw. Bunnell gegenüber der damals neuartigen *locking-loop*-Technik nach Krackow. Hierfür nutzten sie drei Gruppen mit jeweils fünf (Kessler, Krackow), respektive sechs (Bunnell), menschlichen Achillessehnen. Diese wurden mithilfe eines USP #1-Ethilon-Fadens mit jeweils einer der oben genannten Techniken versorgt und im Anschluss in einem uniaxialen Zugversuch mit 25,4mm/s auf Maximalkraft getestet. Hierbei ergab sich eine mittlere Maximalkraft von $85,24 \pm 4,97\text{N}$. Es bestand kein signifikanter Unterschied zur Bunnell-Naht ($93,18 \pm 11,82\text{N}$), jedoch wurde eine signifikante Unterlegenheit gegenüber der Krackow-Naht ($147,18 \pm 21,20\text{N}$) festgestellt. Zu erwähnen ist, dass in dieser Arbeit die zweisträngigen Kessler- und Bunnell-Techniken mit der viersträngigen Krackow-Naht verglichen wurden. Im Vergleich zur hier vorgestellten Arbeit war die erreichte Maximalkraft deutlich geringer. Als Gründe können die geringe Traversengeschwindigkeit und das schwächere Fadenmaterial gewertet werden. In dieser Studie war der alleinige Versagensmodus der Riss des Fadenmaterials, was im Gegensatz zu den Ergebnissen dieser Arbeit steht.

Zusammenfassende Betrachtung

Insgesamt zeigt sich, dass in der biomechanischen Literatur kein einheitliches Konzept zur Beurteilung von adaptierenden Sehnenreparaturen besteht. Gerade im Fall der Kirchmayr-Kessler-Naht, die eine häufig verwendete Nahttechnik für Verletzungen der Achillessehne und der Flexorsehnen der Hand darstellt, findet man in der untersuchten Literatur eine große Bandbreite an verschiedenen Variationen, Fadenkalibern und Testprotokollen.

Tabelle 10 - Literaturvergleich für Versuche an locking-loop-Methoden, geordnet nach Maximalkraft F_{max} [N]: kursiv - Ergebnisse der vorliegenden Arbeit zum Vergleich; S = Anzahl Stränge, USP = Fadenstärke, Fmax = Maximalkraft, SD = Standardabweichung, VarK = Varianzkoeffizient, n = Gruppenstärke

| Autor | Jahr | Nahttechnik | Sehnen- material | S | USP | Faden- material | Fmax | SD | VarK | n |
|---------------|-------------|-----------------------------|-----------------------------|----------|------------|----------------------------|-------------|-----------|---------------|-----------|
| Yotsumoto | 2010 | side-locking loop technique | Rind | 2 | 5 | FiberWire | 748,2 | 13,2 | 0,0176 | 5 |
| Yotsumoto | 2010 | Pennington komb. Tsuge | Rind | 6 | 2 | FiberWire | 598,8 | 54,3 | 0,0907 | 5 |
| Yotsumoto | 2010 | side-locking loop technique | Rind | 2 | 2 | FiberWire | 402 | 2,9 | 0,0072 | 5 |
| <i>Linsel</i> | <i>2018</i> | <i>vdmK</i> | <i>Schwein</i> | <i>4</i> | <i>2</i> | <i>Orthocord</i> | <i>346</i> | <i>63</i> | <i>0,1821</i> | <i>56</i> |
| <i>Linsel</i> | <i>2018</i> | <i>dmK</i> | <i>Schwein</i> | <i>4</i> | <i>2</i> | <i>Orthocord</i> | <i>261</i> | <i>46</i> | <i>0,1765</i> | <i>56</i> |
| Herbort | 2008 | Pennington | Mensch | 2 | 5 | PDS | 192,8 | 51,26 | 0,2659 | 12 |
| Korpakakis | 2016 | hitched Winters-Gelberman | Hund | 4 | 3-0 | Supramid | 108,9 | 15,97 | 0,1466 | 7 |
| Korpakakis | 2016 | hitched Winters-Gelberman | Hund | 4 | 4-0 | Supramid | 86,23 | 7,19 | 0,0834 | 12 |
| Jordan | 2015 | Pennington | Schwein | 4 | 3-0 | Ethibond | 78 | 22 | 0,2821 | 12 |
| Karjalainen | 2012 | SLK | Mensch | 2 | 3-0 | Nitinol | 69 | n/a | n/a | 10 |
| Hatanaka | 1999 | mod. Pennington 50% | Mensch | 2 | 3-0 | Ethibond | 66,4 | 4,8 | 0,0723 | 8 |
| Hatanaka | 1999 | mod. Pennington gekreuzt | Mensch | 2 | 3-0 | Ethibond | 65,2 | 2,2 | 0,0337 | 8 |
| Korpakakis | 2016 | hitched Kessler | Hund | 2 | 3-0 | Supramid | 63,61 | 9,07 | 0,1426 | 9 |
| Yang | 2017 | mod. Locking Kessler | Schwein | 2 | 4-0 | Nylon | 63,4 | 7,2 | 0,1136 | 6 |
| Hatanaka | 1999 | mod. Pennington 30% | Mensch | 2 | 3-0 | Ethibond | 62,1 | 3,7 | 0,0596 | 8 |
| Haimovici | 2012 | double Pennington | Mensch | 4 | 4-0 | FiberWire | 56 | 2 | 0,0357 | 10 |
| Shaieb | 1997 | triple Pennington | Kaninchen | 6 | 4-0 | Ethibond | 54,71 | 6,28 | 0,1148 | 7 |
| Hatanaka | 1999 | mod. Pennington 10% | Mensch | 2 | 3-0 | Ethibond | 54,2 | 3,3 | 0,0609 | 8 |
| Korpakakis | 2016 | hitched Kessler | Hund | 2 | 4-0 | Supramid | 47,42 | 9,12 | 0,1923 | 12 |
| Wada | 2000 | mod. Locking Kessler | Hund | 4 | 3-0 | Ethibond | 45,9 | 5 | 0,1089 | 10 |
| Chauhan | 2018 | double Pennington | Mensch | 4 | 2-0 | Quill | 45,2 | n/a | n/a | 15 |
| Shaieb | 1997 | double Pennington | Kaninchen | 4 | 4-0 | Ethibond | 39,44 | 5,53 | 0,1402 | 7 |
| Chauhan | 2018 | Pennington | Mensch | 4 | 4-0 | FiberWire | 39,4 | n/a | n/a | 15 |
| Karjalainen | 2012 | Pennington | Mensch | 2 | 3-0 | Nitinol | 39 | n/a | n/a | 10 |
| Haimovici | 2012 | Pennington | Mensch | 2 | 2-0 | Fiberwire | 37 | 2 | 0,0541 | 10 |
| Dogramaci | 2009 | side-locking loop technique | Schaf | 2 | 4-0 | Prolene | 33,1 | 2,6 | 0,0785 | 10 |
| Haimovici | 2012 | Pennington | Mensch | 4 | 4-0 | FiberLoop | 32,8 | 4 | 0,1220 | 10 |
| Chen | 2014 | mod. Locking Kessler | Mensch | 4 | 4-0 | Prolene | 31,8 | 3,4 | 0,1069 | 10 |
| Dogramaci | 2009 | part-locking loop technique | Schaf | 2 | 4-0 | Prolene | 29,8 | 3,2 | 0,1074 | 10 |
| Hirpara | 2007 | Pennington | Schwein | 2 | 4-0 | Ethibond | 26,23 | 1,89 | 0,0721 | 10(20) |
| Shaieb | 1997 | Pennington | Kaninchen | 2 | 4-0 | Ethibond | 17,79 | 4,43 | 0,2490 | 7 |
| Wagner | 1994 | suture-locking Kessler | Hund | 2 | 4-0 | Nylon | 11 | n/a | n/a | 6 |

0,1199 12,13

Es fällt auf, dass die in dieser Arbeit vorgestellten Ergebnisse im Vergleich zu schließenden *locking-loop*- und nicht schließender *grasping-loop*-Konfigurationen zu denjenigen mit der höchsten biomechanischen Belastbarkeit für Dehiszenz und Maximalkraft gehören. Bei Betrachtung der *locking-loop*-Techniken zeigen nur die Versuche in Yotsumotos Arbeit [104] höhere Werte für $F_{max} [N]$ (748,2N / 598,8N / 402N vs. 346N / 261N). Er verwendete großkalibriges Fadenmaterial (USP #2 bis #5) und ein verändertes Versuchsprotokoll.

Ebenfalls ist auffällig, dass am häufigsten Fadenmaterial der Stärke USP #3-0 bzw. USP #4-0 verwendet wurde. Grundlage hierfür ist höchstwahrscheinlich, dass eine Großzahl an biomechanischen Untersuchungen von Kirchmayr-Kessler-Nähten einen handchirurgischen Hintergrund haben. Damit ist allerdings die Gesamtbelastbarkeit der Sehne-Naht-Konstrukte durch die Belastbarkeit des dünnen Fadenmaterials beschränkt. Der häufigste Versagensmodus in diesen Betrachtungen war Fadenriss. Dies erklärt schließlich auch die geringe Streuung. Im Durchschnitt erreichten die Arbeiten einen Varianzkoeffizienten (Standardabweichung im Verhältnis zum Mittelwert; $VarK = SD / \bar{x}$) von 11,58%. Einzig die Arbeiten von Korpakakis, Herbort und Shaieb zeigten zum Teil höhere Werte (vgl. Tabelle 10, S. 100)

Außerdem zeigte sich in der Literaturbetrachtung, dass im Versuchsprotokoll am häufigsten ein einphasiger Ablauf mit einer sehr geringen Traversengeschwindigkeit von 20mm/min verwendet wurde. Auch dies schien in Vorversuchen zu dieser Arbeit einen Einfluss auf die Maximalkraft zu haben. Erklärend hierfür ist der Fakt, dass es sich bei Sehnenmaterial um viskoelastische Materialien handelt. Damit sind die biomechanischen Eigenschaften abhängig von der Geschwindigkeit, mit welcher die Belastung der Sehne erfolgt [117]. Nur selten wurde eine Setzphase zur Homogenisierung der Anfangsbelastung eingesetzt. Der in dieser Arbeit verwendete vierphasige Verlauf (vgl. Kapitel 2.3.1) wurde als Kompromiss zwischen Beurteilbarkeit der Dehiszenz, maximaler Belastbarkeit und Effektivierung der Arbeitsabläufe ausgearbeitet. In vorangegangenen biomechanischen Untersuchungen der Arbeitsgruppe (vgl. Ateshrang et al. [77] und Salewski [3]) konnte diese Vorgehensweise bereits validiert werden.

Bei der vergleichenden Betrachtung der vorliegenden Arbeit mit anderen Versuchen an nicht-schließenden (*grasping*) Kirchmayr-Kessler-Modifikationen zeigt sich, dass die Ergebnisse dieser Arbeit im Verhältnis zur vorliegenden Literatur deutlich höhere Werte für Maximalkraft F_{max} [N] und Dehizenskraft aufweisen. Hierbei sind die Ergebnisse sowohl anderen Arbeiten mit ähnlicher Anzahl kreuzender Fäden (viersträngige Reparaturvarianten bei McCoy, Cash, Korpakakis, Barrie und Wada, vgl. Tabelle 11, S. 102) als auch Versuchsreihen mit identischem oder größerem Fadenkaliber überlegen (USP #2 und größer bei McCoy, Yildirim, Gebauer; vgl. Tabelle 11).

Tabelle 11 - Literaturvergleich für Versuche an grasping-loop-Methoden, geordnet nach Maximalkraft F_{max} [N]: kursiv - Ergebnisse der vorliegenden Arbeit zum Vergleich; S = Anzahl Stränge, Fmax = Maximalkraft, USP = Fadenstärke SD = Standardabweichung, VarK = Varianzkoeffizient, n = Gruppenstärke

| Autor | Jahr | Nahttechnik | Sehnen-Material | S | USP | Faden-Material | Fmax | SD | VarK | n |
|---|-------------|---------------------|------------------------|----------|------------|-----------------------|-------------|-----------|-------------|----------|
| Linsel | 2018 | <i>vdmK</i> | <i>Schwein</i> | 4 | 2 | <i>Orthocord</i> | 346,0 | 63,0 | 0,1821 | 56 |
| Linsel | 2018 | <i>dmK</i> | <i>Schwein</i> | 4 | 2 | <i>Orthocord</i> | 260,7 | 46,0 | 0,1765 | 56 |
| Gebauer | 2007 | Plantaris + Kessler | Mensch | 2 | 1 | PDS | 211,0 | 60,4 | 0,2863 | 10 |
| Gebauer | 2007 | Kessler | Mensch | 2 | 5 | PDS geflochten | 180,0 | 41,1 | 0,2283 | 10 |
| McCoy | 2010 | double Kessler | Mensch | 4 | 2 | Mersilene | 167,0 | 51,0 | 0,3054 | 8 |
| Gebauer | 2007 | Kessler | Mensch | 2 | 1 | PDS | 137,0 | 37,3 | 0,2723 | 10 |
| Yildirim | 2002 | Kessler | Schaf | 2 | 5 | Ticron | 101,4 | 16,4 | 0,1617 | 16 |
| Cash | 2012 | double Kessler | Rind | 4 | 4-0 | FiberWire | 92,0 | 19,0 | 0,2065 | 13 |
| Watson | 1995 | Kessler | Mensch | 2 | 1 | Ethibond | 85,2 | 5,0 | 0,0583 | 5 |
| Cash | 2012 | Kessler | Rind | 4 | 4-0 | FiberLoop | 82,0 | 13,0 | 0,1585 | 13 |
| Korpakakis | 2016 | Winters-Gelberman | Hund | 4 | 3-0 | Supramid | 81,8 | 14,2 | 0,1740 | 7 |
| Korpakakis | 2016 | Winters-Gelberman | Hund | 4 | 4-0 | Supramid | 71,2 | 12,0 | 0,1691 | 12 |
| Barrie | 2000 | Kessler | Mensch | 4 | 4-0 | Ethibond | 66,0 | n/a | n/a | 10 |
| Cash | 2012 | double Kessler | Rind | 4 | 4-0 | Ethibond | 62,0 | 11,0 | 0,1774 | 13 |
| Korpakakis | 2016 | Kessler | Hund | 2 | 3-0 | Supramid | 54,7 | 6,7 | 0,1231 | 9 |
| Korpakakis | 2016 | Kessler | Hund | 2 | 4-0 | Supramid | 46,3 | 7,4 | 0,1591 | 14 |
| Yang | 2017 | mod. Kessler | Schwein | 2 | 4-0 | Nylon | 43,4 | 9,6 | 0,2212 | 6 |
| Barrie | 2000 | Kessler | Mensch | 2 | 4-0 | Ethibond | 39,0 | n/a | n/a | 10 |
| Wada | 2000 | mod. Kessler | Hund | 4 | 3-0 | Ethibond | 37,5 | 3,8 | 0,1013 | 10 |
| Soejima | 1995 | Kessler dorsal | Mensch | 2 | 4-0 | Nylon | 35,5 | 2,0 | 0,0555 | 10 |
| Soejima | 1995 | Kessler palmar | Mensch | 2 | 4-0 | Nylon | 28,0 | 1,9 | 0,0674 | 10 |
| Wagner | 1994 | Kessler-Tajima | Hund | 2 | 4-0 | Nylon | 11,0 | n/a | n/a | 6 |
| \bar{x} 0,1728 14,3 | | | | | | | | | | |

Es zeigt sich, dass die meisten der bisherigen Betrachtungen als Modell eine viersträngige Naht bestehend aus einem schmalkalibrigen Faden (USP #4-0 oder #3-0) verwendeten. Am häufigsten nutzten die Untersucher als Material Ethibond® oder Supramid®. Dies ist mit dem Sachverhalt, dass die meisten Untersuchungen vor dem Hintergrund einer handchirurgischen Betrachtung durchgeführt wurden, zu erklären. Unter den betrachteten Arbeiten befand sich bisher keine Arbeit, welche Orthocord® verwendete.

Die verwendeten Sehnenmaterialien variierten vielfältig. Am häufigsten verwendeten die Verfasser anderer Arbeiten menschliches Sehnenmaterial. Zu beachten ist allerdings, dass hierbei sowohl Achillessehnen als auch Flexorsehnen der Hand benutzt wurden. Darüber hinaus wurden tierische Gewebe unterschiedlicher Spezies wie Hund, Schaf oder Schwein benutzt. Insgesamt zeigt sich hier ein sehr inhomogenes Feld.

Allen Untersuchungen gemein ist, dass die Ergebnisse der *grasping-loops* eine höhere Streuung als die der *locking-loops*-Versuche aufweisen. Im Mittel weisen die Arbeiten für *grasping-loops* einen Varianzkoeffizienten von 0,1728 (0,0555 bis 0,3054; vgl. Tabelle 11, S. 102), jedoch *locking-loops* im Schnitt nur 0,1158; (0,0176 bis 0,2659; vgl. Tabelle 10, S. 100) auf. Häufigster Versagensmodus ist bei den betrachteten Untersuchungen der Ausriss des Fadens aus dem Sehnenmaterial. Dies ist eine mögliche Erklärung für die höhere Streuung. Die Materialeigenschaften des Fadens stellen hierbei nicht den begrenzenden Faktor für die Belastbarkeit des Sehne-Naht-Konstrukts dar. Die Reibungskräfte zwischen Fadenmaterial und Sehngewebe und damit die Nahtkonfiguration limitierten die maximale Belastbarkeit. Bei Versagen des Fadenmaterials aufgrund des Erreichens der maximalen Belastungsgrenze kann man bei maschinell gefertigten Fäden von weitgehend identischen Maximalkraftwerten ausgehen. Das erklärt in diesem Fall die geringere Streuung. Sichtbar ist dies auch in Tabelle 11. Während die Arbeiten mit großkalibrigen Fäden höhere Streuungen vorweisen, zeichnen sich Arbeiten mit kleinen Fadenkalibern durch meist niedrigere Streuungswerte aus. Hier treten anteilig ebenfalls häufiger Fadenrisse auf.

Insgesamt findet sich in der betrachteten Literatur keine Arbeit, in welcher der Einfluss der Nahtzirkumferenz und damit der umschlossenen Sehnenquerschnittsfläche auf nicht-schließende (*grasping*) Kirchmayr-Kessler-Nähte untersucht wurde.

Zusammenfassende Betrachtung der Literatur

Zusammenfassend kann man im Vergleich der Ergebnisse der Maximalkraft Folgendes feststellen: Fadenkaliber sowie die Anzahl der den Rupturspalt kreuzenden Stränge haben den größten Einfluss auf die Belastungsfähigkeit der Nahttechnik. Dies deckt sich mit den Beobachtungen in der aktuellen Literatur. Taras [113] bemerkte in seiner biomechanischen Arbeit einen direkten linearen Bezug des Fadenkalibers auf die biomechanischen Eigenschaften der Sehnennähte. Er postulierte, dass ein größerer Fadendurchmesser zu einer verbesserten Maximalkraft führt. Ebenso verändert sich der Versagensmodus abhängig vom Kaliber. Ein stärkerer Faden ist eher in der Lage, größere Zugkräfte zu kompensieren und reißt seltener. Viel eher neigen größere Fadenkaliber zum Ausriss aus dem Sehnenmaterial. Den beschränkenden Faktor stellen demnach die maximalen Reibungseigenschaften der Nahtvariante zwischen Fadenmaterial und Sehne dar. Alavanja [118] bestätigte diese Beobachtung auch in seinen zyklischen Versuchen. Er gibt in seiner Arbeit den Ausblick, dass Reparaturen mit größerem Fadenkaliber eher eine schnelle postoperative Mobilisation zulassen.

Hatanaka und Manske [119] verglichen ebenfalls den Einfluss des Fadenkalibers im Hinblick auf die biomechanischen Eigenschaften von *locking*- und *grasping*-Techniken. Sie bestätigen den linearen Zusammenhang von Fadenstärke und Maximalkraft. Dies deckt sich mit den Beobachtungen der Literaturrecherche. Es zeigte sich beim Vergleich zwischen den Nahttechniken jedoch auch, dass vor allem bei geringer Fadenstärke kein signifikanter Unterschied zwischen den Varianten *grasping* und *locking* besteht. Erst ab einer Fadenstärke von USP #3-0 entdecken sie einen Einfluss auf die Maximalkraft und ab USP #2-0 zeigen sich auch signifikante Unterschiede auch in der Dehizenszbildung. Im Hinblick auf die Ergebnisse dieser Arbeit ist allerdings zu beachten, dass eine Konfigurationsänderung in den distalen und proximalen Fadenankern einer *grasping*-Technik bei der hier vorgestellten Variante ebenfalls einen signifikanten Kraftzuwachs erwirkt. Eine Beschränkung auf die reine Form der Schlaufenanker wäre hier zu kurzgefasst. Die Autoren beziehen sich in ihren Ergebnissen auf die Arbeit von Hotokezaka und Manske [91], in welcher die Überlegenheit der *locking*- gegenüber den *grasping*-Techniken proklamiert wird. Dies gilt in ihrer Arbeit jedoch nur für die Verwendung von beidseitig eingebrachten Schlaufenankern pro Reparaturufer bei zweisträngigen Nähten. Bei der Verwendung mehrerer, hintereinandergeschalteter

Fadenanker hebt sich diese Überlegenheit wieder auf. Ebenfalls sind mehrsträngige Nahtvarianten, wie sie in der vorliegenden Arbeit genutzt wurden, nicht Teil der Untersuchungen. Insgesamt kann die bedingungslose Überlegenheit der *locking*-Konfigurationen in der vorliegenden Arbeit zumindest in Frage gestellt werden. Die Arbeit von Barrie et al. [120] wiederum beschäftigt sich mit der zyklischen Belastbarkeit von *locking*- gegenüber *grasping*-Nähten. Sie beobachten eine Überlegenheit der schließenden Konfiguration in der Spaltbildung nur bei geringer Belastung. Hier zeigt sich eine bessere Widerstandsfähigkeit gegenüber der Spaltbildung. Zusätzlich wird in der Arbeit eine Überlegenheit von mehreren kreuzenden Fäden im Gegensatz zu zweisträngigen Nähten für die Maximalkraft beobachtet. In der Arbeit nutzen sie schließende und nicht-schließende Varianten einer Cruciate-Reparatur mit unterschiedlichen Strangzahlen. Ein direkter Einfluss der Strangzahl auf die Resistenz gegenüber Spaltbildung kann in ihrer Arbeit nicht nachgewiesen werden. Den Effekt der Anzahl der den Rupturspalt kreuzenden Fäden auf die biomechanischen Eigenschaften einer Sehnenrekonstruktion untersuchte Thurman [121] in seiner Arbeit. Er verglich zwei-, vier- und sechssträngige Nahtvarianten in zyklischen Versuchen auf Spaltbildung und Maximalkraft. Im Ergebnis seiner Arbeit postulierte er, dass die zweisträngigen Nähte in der Spaltbildung mehrsträngigen Reparaturen unterlegen seien, jedoch zwischen vier- und sechssträngigen Varianten kein signifikanter Unterschied mehr besteht. Bei der Maximalkraft beobachtete der Autor eine signifikante Überlegenheit der Sechstrangnaht gegenüber den Präparaten mit geringerer Stranganzahl. In der vorliegenden Arbeit wurde ebenfalls eine viersträngige Nahtvariante verwendet.

4.4. BIOMECHANISCHE ÜBERLEGUNGEN ZUR VARIERTEN KIRCHMAYR-KESSLER-NAHT

In der Übersicht der Ergebnisse zeigt sich, dass die Variation der Kirchmayr-Kessler-Naht durch die Vergrößerung der Zirkumferenz im Bereich der Schlaufenanker und damit der Vergrößerung der umgriffenen Sehnenquerschnittsfläche bzw. durch die Verlängerung des epitendinösen Fadenverlaufs einen signifikanten Zuwachs an möglicher biomechanischer Belastbarkeit erwirkt (vgl. Kapitel 3.2). Darüber hinaus ist die Variante der Referenznaht in der Dehiszenzkraft $F_{3mm} [N]$ nicht unterlegen. Das bedeutet, dass die Konfigurationsänderung keinen negativen Einfluss auf das Regime einer möglichen postoperativen Frührehabilitation nimmt.

In der Nachbetrachtung zeigt sich, dass der Kraftzuwachs von 32,79% durch die alleinige Konfigurationsänderung im Bereich der Schlaufenanker der Kessler-Naht vergleichbar großen Einfluss auf die Maximalkraft hat, wie zum Beispiel die Wahl des Nahtmaterials. Einen ähnlichen Effekt beobachtete Hatanaka in seiner Arbeit zur umschlossenen Querschnittsfläche von schließenden Schlaufenankern [107]. Aus den Ergebnissen dieser Arbeit kann eine analoge Bedeutung für die extratendinöse Fadenzirkumferenz bei nicht-schließenden Schlaufenankern gewonnen werden. Durch die Technik vergrößert sich ebenfalls die umgriffene Querschnittsfläche der Sehne. Im Gegensatz zu schließenden Schlaufen werden hierdurch jedoch die Sehnenfasern nicht umgriffen und verschnürt. Vielmehr ergibt sich aus der veränderten Fadenführung eine Verschiebung von Kraftvektoren in der Sehne. Durch die Veränderungen werden die Reibungskräfte zwischen Sehngewebe und Fadenmaterial vergrößert. Es bildet sich eine Fadenkonfiguration im Sinne einer Schlaufe, welche durch die Reibungskräfte des dorsalen Durchstichs entsprechend einem Widerlager am Ausreißen gehindert wird (vgl. Abbildung 36 und Abbildung 37, S.107 f.).



Abbildung 36 - Fadenführung der Schlaufenanker im Querschnitt:
links: Kessler-Naht (dmK), rechts: Variante (vdmK); blaue Linien: Fadenverlauf innerhalb (gestrichelt) und außerhalb (durchgängig) der Sehne; blaue Pfeile: Zugrichtung, rote Pfeile: Kraftvektoren und Kräfteinwirkung auf die Sehne (schematisch)

Weitere Vorteile dieser Konfiguration gegenüber der *locking*-Technik ist die einfachere Durchführbarkeit. Der Untersucher muss während der Sehnennaht nicht auf die genaue Überkreuzung der Fadenführung in der Sehne achten. Dies wurde durch Hatanaka als große Herausforderung dieser Reparaturform proklamiert [119]. Aufgrund der Vereinfachung ist es dem Operateur möglich, eine solide und bewegungsstabile Naht in kurzer Zeit durchzuführen und hierdurch wertvolle OP-Zeit zu sparen. Darüber hinaus umgeht der Chirurg bei der Verwendung einer entsprechenden Variation die Gefahr, durch mechanische Belastung an den Überkreuzungspunkten eine Schädigung des Nahtmaterials zu riskieren. Dies wurde bereits durch Wada beschrieben [92].

Ein möglicher Punkt zugunsten der in dieser Arbeit beschriebenen Nahtvariante ist die geringere Beeinflussung der sehneneigenen Vaskularisation. Wong [122] untersuchte hierzu in einer Arbeit aus dem Jahr 2006 den Einfluss von Sehnennähten auf die zelluläre Matrix. In der histologischen Auswertung zeigte sich, dass der Bereich einer Sehnennaht, vor allem im Bereich einer geschlossenen Schlaufe eine azelluläre Zone hervorruft. Er postulierte, dass dies aufgrund der mechanischen Belastung durch das Nahtmaterial hervorgerufen wird. Obwohl der Effekt sowohl für die vaskularisierte Kaninchensehne als auch für die nicht-vaskularisierte Maussehne gilt, ist doch bei einer schließenden *locking-loop*-Technik am ehesten von einer Strangulation der versorgenden Blutgefäße auszugehen. Für die in dieser Arbeit beschriebene *grasping*-Technik ist die Gefahr als geringer einzustufen, da das Sehngewebe nicht vollständig umgriffen wird. Eine Strangulation im eigentlichen Sinne findet nicht statt. Da hierdurch die azelluläre Zone

verringert wird, bestehen verbesserte Heilungsbedingungen für die Sehne und das Rerupturrisiko wird minimiert.

Zudem sind im Rahmen dieser Arbeit nur die biomechanischen Eigenschaften der Nahtkonfiguration selbst untersucht worden. Es gilt in zukünftigen Arbeiten mögliche additive Effekte anderen Fadenmaterials (FiberWire[®], LabralTape[®] etc.), veränderter Nahtkonfiguration (z.B. fortlaufende Naht) und anderer Einflussmöglichkeiten wie zum Beispiel Knotenposition, Anzahl der Knoten oder Verwendung einer peripheren Naht zu prüfen.

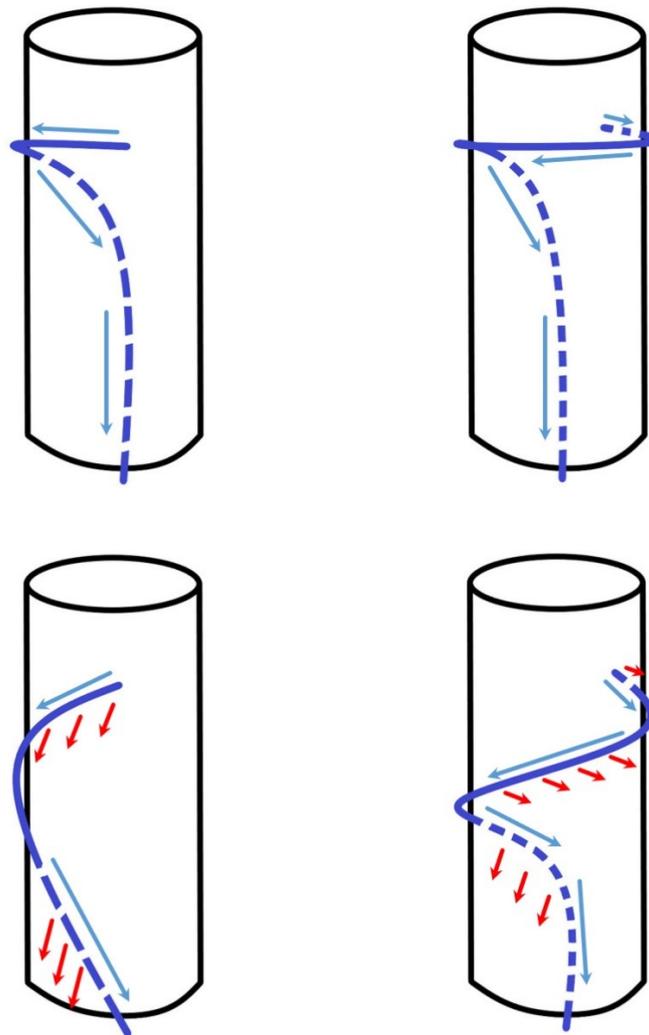


Abbildung 37 - Fadenführung im Sagittalschnitt vor (oben) und während der Belastung (unten)
 links: Kessler-Naht (dmK) , rechts: Variante (vdmK); blaue Linien: Fadenverlauf innerhalb (gestrichelt) und außerhalb (durchgängig) der Sehne; blaue Pfeile: Zugrichtung, rote Pfeile: Kraftvektoren und Kräfteinwirkung auf die Sehne (schematisch)

Tabelle 12 - F_{max} [N] in Abhängigkeit vom Fadenmaterial

| Nahtmaterial | Fmax [N] | SD |
|--------------|----------|------|
| FiberTape® | 907,7 | 60,9 |
| FiberWire® | 313 | 25,3 |
| LabralTape® | 500,4 | 23,7 |
| Orthocord® | 275,5 | 23,3 |

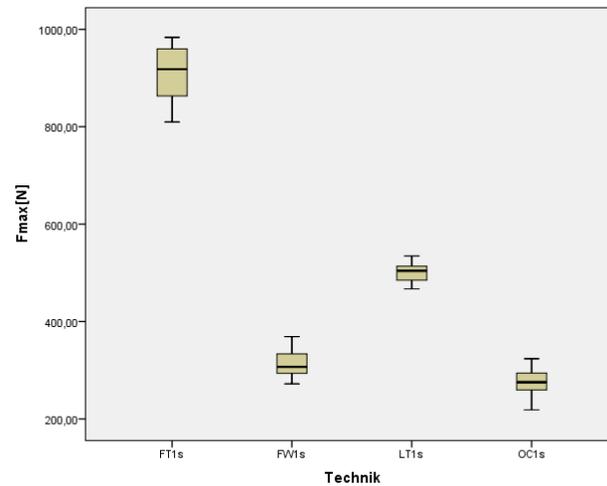


Abbildung 38 – Tests am Fadenmaterial:
 FT = FiberTape®; FW = FiberWire®; LT = LabralTape®; OC = Orthocord®,
 verglichen wurden ausschließlich einzelne Schlingen, welche mit jeweils einem Knoten
 geschlossen wurden

Im Rahmen der Untersuchungen wurden zusätzliche Tests an gängigem Nahtmaterial durchgeführt. Es zeigt sich, dass im Vergleich zwischen den getesteten Nahtmaterialien deutliche Unterschiede in Bezug auf die zu erwartenden Maximalkräfte bestehen (vgl. Abbildung 38, S. sowie Tabelle 12, S. 109). FiberTape® weist hierbei die höchsten Werte (F_{max} [N] = 907,7 ± 60,9N) und Orthocord® die niedrigsten Werte (F_{max} [N] = 275,5 ± 23,3N) auf. Daher ist zu erwarten, dass Reparationen, welche die Materialeigenschaften von FiberTape® optimal ausnutzen, die höchsten Maximalkräfte in biomechanischen Zugversuchen aufweisen. Demnach sollten Sehnennähte mit diesem Fadenmaterial am belastbarsten sein. Allerdings besitzt FiberTape® aufgrund seiner Struktur und seines Aufbaus einen größeren Materialquerschnitt (2mm). Hierdurch ist dementsprechend eine größere Penetration des Sehnengewebes zu erwarten. Direkt gefolgt wird es vom 1,5mm breiten LabralTape®, welches eine Maximalkraft von 500,4 ± 23,7N aufweist. Die wesentlich kaliberschwächeren Materialien, FiberWire® und Orthocord®, weisen geringere Maximalkraftwerte auf (313,0 ± 25,3N vs. 275,5 ± 23,3N).

Der in dieser Arbeit verwendete Orthocord[®]-Faden besitzt in der Stärke USP #2 einen Fadendurchmesser von 0,5 bis 0,7mm. Damit sind die Penetrationseigenschaften bei Verwendung für eine Sehnennaht verbessert. Allerdings sinkt gleichzeitig die zu erwartende maximale Primärstabilität der Sehnenrekonstruktion. Daher untersuchten wir Fadenmaterial sowohl im Hinblick auf die Anzahl der Stränge sowie auf die Anzahl der verwendeten Knoten (vgl. Abbildung 39, S.111 bzw. Tabelle 13, S.111). Hier zeigt sich, dass die Maximalkraft bei einer doppelten Konfiguration des Nahtmaterials einen deutlichen Zuwachs ($275,9 \pm 23,3\text{N}$ vs. $434,4 \pm 54,8\text{N}$) erhält. Dieser Vorteil wird nochmal verstärkt, wenn das Fadenmaterial bei einer doppelten Konfiguration mit nur einem einzelnen Knoten im Sinne einer fortlaufenden Naht geschlossen wird ($550 \pm 64,8\text{N}$). Damit ergeben sich weitere Optionen, um die biomechanischen Eigenschaften von Sehnenreparaturen mit Orthocord[®] zu optimieren. Im Hinblick auf die Ergebnisse dieser Arbeit ist zu beachten, dass die Referenznaht dmK im Maximum Werte von 380N für die Maximalkraft aufwies (vgl. Ergebnisse Maximalkraft, Kapitel 3.1.1, S.62). Dies bedeutet, dass die Reparatur die biomechanischen Eigenschaften des Nahtmaterials bei Verwendung von zwei Fäden und zwei Knoten nicht ausreizte. Dahingegen erreichte die variierte Form der Kessler-Naht (vdmK) Werte von bis zu 461N (vgl. Ergebnisse Maximalkraft, Kapitel 3.1.1, S. 62). Dies bedeutet, dass sich die Eigenschaften der Nahtkonfiguration und des Fadenmaterials gleichen. Die Möglichkeit, mit einer fortlaufenden Naht mit einem einzelnen Knoten oder durch Verwendung eines anderen, höherkalibrigen Nahtmaterials Einfluss auf die biomechanischen Eigenschaften zu nehmen, sollte Teil zukünftiger Arbeiten sein. Es müsste erörtert werden, ob eine fortlaufende Reparaturaht die biomechanischen Einflüsse bis zur maximalen Belastungsfähigkeit des Nahtmaterials optimieren kann. Es bleibt darüber hinaus zu prüfen, ob die Verwendung stärkeren Fadenmaterials aufgrund der höheren Penetrationseigenschaften auch einen langfristigen biomechanischen Vorteil im Hinblick auf die Heilungstendenzen des Sehnenmaterials hat.

Tabelle 13 - Maximalkraft F_{max} [N] in Abhängigkeit von einfacher oder doppelter Konfiguration sowie von der Anzahl der verwendeten Knoten

| Orthocord® | | | |
|------------|--------|---------------|------|
| Stränge | Knoten | F_{max} [N] | SD |
| 1 | 1 | 275,9 | 23,3 |
| 2 | 2 | 434,4 | 54,8 |
| 2 | 1 | 550 | 63,8 |

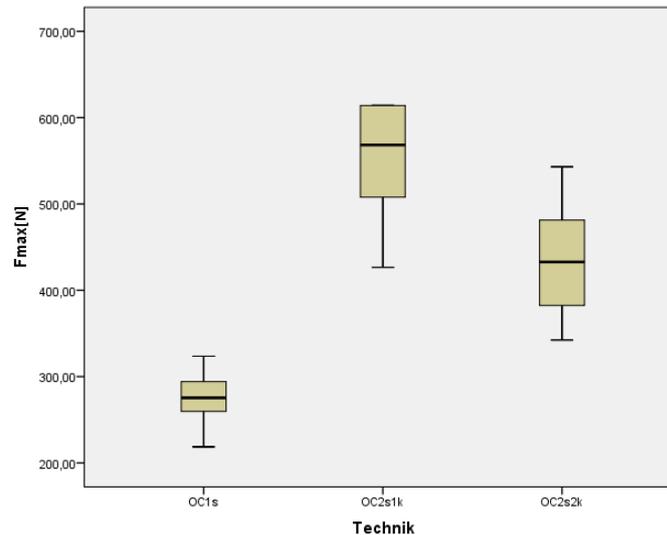


Abbildung 39 - Versuche an Orthocord® in einfacher oder doppelter Konfiguration sowie unter Verwendung von einem oder zwei chirurgischen Knoten;
 OC1s = 1 Schlaufe/1 Knoten, OC2s1k = 2 Schlaufen / 1 Knoten; OC2s2k = 2 Schlaufen / 2 Knoten

Die Lokalisation des Knotens in Abstand vom Rupturufer wurde bereits durch Turker [123] als mögliche Einflussnahme auf die biomechanischen Eigenschaften einer Sehnennaht beschrieben. In zyklischen *in-vitro*-Versuchen bestätigte er einen Zugewinn an Maximalkraft bei der Platzierung des Knotens möglichst weit entfernt vom Rupturufer. Er begründete den Effekt mit dem Umstand, dass der Knoten als schwächste Stelle einer Naht und somit Sollbruchstelle bei der Platzierung außerhalb des Spalts nicht direkten Kräfteinflüssen ausgesetzt sei. Komatsu [124] beschrieb in seiner Arbeit die Platzierung des Knotens zwischen den Schlaufen einer modifizierten Kessler-Naht als optimale Position für den Knoten. Indem er ihn in der Sehne vergrub, beugte er weiteren mechanischen Einflüssen auf das umliegende Gewebe vor. Die beschriebene Position war der Platzierung auf der Schlaufe sowie im Rupturspalt überlegen. Dies wies er in zyklischen Versuchen mit Betrachtung der Spaltbildung sowie der Maximalkraft nach. Insgesamt ergab sich ein Kraftzuwachs von ca. 30% aufgrund der Veränderung der

Knotenposition. Pruitt [125] wiederum untersuchte den beschriebenen Einfluss in einer *in vivo*-Studie. Er beschrieb hierbei den Anteil des Fadenmaterials im Bereich des Sehnenquerschnitts mit bis zu 30% der Fläche. Initial zeigte sich hierbei eine Überlegenheit derjenigen Reparaturen, deren Knoten außerhalb des Rupturufers geknüpft wurden. Dieser Vorteil hob sich jedoch im Verlauf wieder auf. Nach sechs Wochen wurde die biomechanische Belastbarkeit der Sehne als nahezu gleichwertig beschrieben. Hieraus ergibt sich demnach ein positiver Effekt für eine mögliche Frühmobilisation, während ein langfristiger Vorteil für die Heilungstendenz nicht gegeben ist.

Um den Belastungen einer möglichen Frühmobilisation gerecht zu werden und eine mögliche Spaltbildung zu verhindern, wurde von mehreren Autoren der additive Effekt einer peripheren Naht des *Peritendineums* beschrieben. Während für handchirurgische Untersuchungen bereits ausgiebige Literatur vorlag, erläuterte Lee [126] in seiner Arbeit aus dem Jahr 2008 erstmalig die positiven Effekte auf die Maximal- und Dehiszenzkräfte einer Achillessehnenreparatur. In den Untersuchungen ergab sich für die $F_{max} [N]$ ein Kraftzuwachs von bis zu 65% bei Verwendung einer fortlaufenden peripheren Naht (Kreuzstich nach Silfverskiöld $323 \pm 47N$ vs. $196 \pm 33N$). Für die Dehiszenzkraft (5mm) ergaben sich sogar Zuwachsraten von bis zu 91%. Zusätzlich beschrieb er positive Einflüsse auf die Steifigkeit des Konstrukts. Kubota [127] hatte im Vorfeld die biomechanischen Eigenschaften mehrerer verschiedener Nahtvarianten miteinander verglichen, um schließlich eine Empfehlung für die schließende, periphere Variante nach Lin auszusprechen. Diese fortlaufende Naht war der Kreuzstichtechnik nach Silfverskiöld in der Maximalkraft um weitere 40% überlegen (Lin $63,4 \pm 1,9N$ vs. Kreuzstich $38,2 \pm 3,7$). Einigkeit besteht insgesamt darin, dass eine postinterventionelle Spaltbildung im Bereich des Reparaturufers negativen Einfluss auf die Heilungstendenz der Sehne nimmt. Ab einer Spaltbildung von ca. 3mm tritt eine verminderte Sehnenheilung ein. Da moderne Rehabilitationsregimes eine Frühmobilisation der betroffenen Extremität einschließen (vgl. Kapitel 1.2.2, S. 20ff.), ist die Resistenz gegenüber der Spaltbildung demnach von höchster Priorität. Es ist auch für die hier untersuchte Sehnenreparatur die Verwendung einer peripheren Naht zu empfehlen.

Anschließend müssen die Versuchsergebnisse in randomisierten klinischen Studien auf ihre Übertragbarkeit in die operative Therapie von akuten Achillessehnenrupturen geprüft werden.

4.5. FAZIT

Der Einfluss der Zirkumferenz des Schlaufenankers einer doppelt-modifizierten Kirchmayr-Kessler-Naht auf die biomechanischen Eigenschaften ist bisher in der Literatur noch nicht beschrieben worden. Die hier vorgestellte und in ihrer Durchführung sehr einfache Variation zeigt, dass schon geringe Veränderungen einen signifikanten Einfluss auf die biomechanischen Eigenschaften einer Sehnennaht nehmen können. Das Führen des Fadens über den Scheitelpunkt der Sehnenzirkumferenz hinaus ermöglicht durch Veränderung der Kraftvektoren der Zugkräfte auf den Faden einen signifikanten Zuwachs an Maximalkraft für das Sehne-Naht-Konstrukt.

Aufgrund der Tatsache, dass diese einfache Konfigurationsänderung bisher nicht Teil einer Untersuchung gewesen ist, wurde der Effekt auf seine Signifikanz getestet. Durch den Kraftzuwachs von mehr als 80N - respektive 8kg - ist das Ergebnis auch als relevant für den Gebrauch im klinischen Alltag zu verstehen. Bei Verwendung einer Kirchmayr-Kessler-Naht ist dem Operateur die Vergrößerung der peripheren Zirkumferenz zu empfehlen. Diese Veränderung nimmt positiven Einfluss auf die biomechanischen Eigenschaften der Sehnenreparatur. Damit verbessert sich ebenfalls die Belastbarkeit in einem frühaktiven Rehabilitationsprotokoll.

5. ZUSAMMENFASSUNG

Die Achillessehnenruptur stellt aufgrund einer körperlich aktiver werdenden Gesellschaft mit einem kontrastiven Bewegungsmuster zwischen Schreibtisch und Sportplatz eine immer häufiger auftretende Pathologie dar. Infolge dessen wurden in der Vergangenheit unterschiedlichste Therapiekonzepte erarbeitet.

In der Literatur wurden vielfältige Möglichkeiten beschrieben, um eine akut rupturierte Achillessehne therapeutisch zu versorgen, ohne dass bisher ein Goldstandard besteht. Neben konservativen Konzepten stellt die operative Therapie weiterhin eine der Optionen dar. Man unterscheidet offene von perkutanen Techniken. Für die offene Achillessehnennaht wurden verschiedenste Nahttechniken beschrieben. Die Kirchmayr-Kessler-Naht stellt hierbei eine Standardtechnik dar. Diese wurde in der Vergangenheit umfangreich hinsichtlich Fadenmaterial, Stranganzahl und Fadenverlauf modifiziert und biomechanisch getestet. In dieser Arbeit wurde der Einfluss der Nahtzirkumferenz auf die biomechanischen Eigenschaften wie Maximalkraft $F_{max}[N]$ und Dehiszenzkraft $F_{3mm}[N]$ untersucht. Dafür wurde an einem Sehnenmodell aus 112 hinteren rechten Schweinefüßen mithilfe einer Materialprüfmaschine vom Typ Zwicki-Line 2,5kN eine in vitro-Studie unter optischer Kontrolle durch eine GOM PONTOS 5M 3D-Vermessungseinheit durchgeführt. Die Präparate wurden in 2 Gruppen à 56 Sehnen aufgeteilt. Gruppe 1 wurde als Referenzgruppe mit einer doppelt-modifizierten Kirchmayr-Kessler-Naht versorgt. Gruppe 2 stellte die Vergleichsgruppe mit einer geometrisch variierten Form der Naht dar. Als Nahtmaterial wurde der teilresorbierbare Orthocord[®]-Faden in der Stärke #2 genutzt. Es erfolgte ein einachsiger Zugversuch nach einem etablierten, mehrphasigen Prüfprotokoll.

Die Versuchsarbeit umfasste die Sehnenpräparation, die Konfiguration des Versuchsaufbaus sowie die Naht. Im Anschluss wurde der Zugversuch inklusive Ergebnisdokumentation durchgeführt. Zum Vergleich der beiden Nahtkonfigurationen wurden die Maximalkraft $F_{max}[N]$ und die Dehiszenzkraft $F_{3mm}[N]$ verglichen. Relevante Ergebnisse sollten ab einer Differenz von 50N (resp. 5kg) erreicht werden. Eine Unterlegenheit in der Dehiszenz sollte ab einer Differenz von 10N (1kg) erreicht werden.

Es zeigte sich, dass die variierte Form der Kirchmayr-Kessler-Naht bzgl. der Dehiszenz nicht unterlegen ist, während in der Maximalkraft ein signifikanter und relevanter Vorteil für die Variante nachgewiesen werden konnte. Es besteht eine Mittelwertdifferenz von $85 \pm 46\text{N}$ (95%KI 64,71-106,22N). Dies entspricht einem Kraftzuwachs von 32,79%. Vorwiegender Versagensmodus war der Ausriss des Fadenmaterials aus dem Sehngewebe (103 von 112 Präparate). Neun Präparate versagten durch Fadenriss.

In Bezug auf die praktische Umsetzung der Erkenntnisse ist bei der zukünftigen Verwendung einer Kirchmayr-Kessler-Naht die Vergrößerung der epitendinösen Zirkumferenz zu empfehlen. Dies erhöht signifikant die Primärstabilität der Kessler-Naht.

Der Einfluss der Nahtvariante auf die Sehnenheilung und mögliche Beeinflussung des Gleitlagers durch das prominente Fadenmaterial ist in weiteren Studien zu klären. Eine weiterführende Verbesserung der biomechanischen Belastungsfähigkeit durch andersartige Optimierungen der Konfiguration sind ebenfalls denkbar. Eventuell sind hierdurch auch gleichmäßigere Ergebnisse, ohne die vorliegende Streubreite zu erreichen. Darüber hinaus sind die biomechanischen Fähigkeiten im Rahmen eines frühmobilisierenden Rehabilitationskonzepts zu untersuchen. Hierzu sind weitere Untersuchungen sinnvoll.

Hinsichtlich eines optimalen Therapiekonzepts für den einzelnen Patienten besteht für den Therapeuten weiterhin keine eindeutige Empfehlung. Über die Vor- und Nachteile von konservativer und operativer Therapie besteht Dissens. Ebenfalls gibt es keine optimale Naht, welche eine herausragende Primärstabilität und Belastbarkeit, geringe mechanische Belastung des Sehngewebes bei guter Verankerung und eine minimierte Strangulation zur optimalen Sehnenheilung verbindet. Die Therapie muss daher weiterhin an die lokalen Gegebenheiten, die Expertise des Operateurs und den Anspruch des Patienten angepasst werden.

6. LITERATURVERZEICHNIS

1. Aumüller, G., *Anatomie*. 2007: Georg Thieme Verlag.
2. Thompson, T.C. and J.H. Doherty, *Spontaneous rupture of tendon of Achilles: a new clinical diagnostic test*. J Trauma, 1962. **2**: p. 126-9.
3. Salewski, C., *Biomechanischer Vergleich operativ rekonstruierter Achillessehnenrupturen unter Verwendung unterschiedlicher distaler Verankerungen im ex vivo Schweinmodell*. 2015.
4. Padanilam, T.G., *Chronic Achilles tendon ruptures*. Foot Ankle Clin, 2009. **14**(4): p. 711-28.
5. Uquillas, C.A., et al., *Everything Achilles: Knowledge Update and Current Concepts in Management: AAOS Exhibit Selection*. J Bone Joint Surg Am, 2015. **97**(14): p. 1187-95.
6. Carden, D.G., et al., *Rupture of the calcaneal tendon. The early and late management*. J Bone Joint Surg Br, 1987. **69**(3): p. 416-20.
7. Musil, V., et al., *Achilles tendon: the 305th anniversary of the French priority on the introduction of the famous anatomical eponym*. Surg Radiol Anat, 2011. **33**(5): p. 421-7.
8. Doral, M.N., et al., *Functional anatomy of the Achilles tendon*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2010. **18**(5): p. 638-43.
9. Benninghoff, A. and D. Drenckhahn, *Anatomie: Makroskopische Anatomie, Histologie, Embryologie, Zellbiologie*. 2008: Elsevier, Urban & Fischer.
10. Kachlik, D., et al., *Clinical anatomy of the retrocalcaneal bursa*. Surg Radiol Anat, 2008. **30**(4): p. 347-53.
11. Theobald, P., et al., *Review of the vascularisation of the human Achilles tendon*. Injury, 2005. **36**(11): p. 1267-72.
12. Maffulli, N., *Rupture of the Achilles tendon*. J Bone Joint Surg Am, 1999. **81**(7): p. 1019-36.
13. Lüllmann-Rauch, R., *Taschenlehrbuch Histologie*. 2009: Thieme.
14. Edama, M., et al., *The twisted structure of the human Achilles tendon*. Scand J Med Sci Sports, 2015. **25**(5): p. e497-503.
15. Ward, E.D., et al., *1998 William J. Stickel Gold Award. The effects of extrinsic muscle forces on the forefoot-to-rearfoot loading relationship in vitro. Tibia and Achilles tendon*. J Am Podiatr Med Assoc, 1998. **88**(10): p. 471-82.
16. Kongsgaard, M., et al., *Mechanical properties of the human Achilles tendon, in vivo*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2011. **26**(7): p. 772-7.
17. Maganaris, C.N. and J.P. Paul, *Tensile properties of the in vivo human gastrocnemius tendon*. J Biomech, 2002. **35**(12): p. 1639-46.
18. Louis-Ugbo, J., B. Leeson, and W.C. Hutton, *Tensile properties of fresh human calcaneal (Achilles) tendons*. Clin Anat, 2004. **17**(1): p. 30-5.
19. Wren, T.A., et al., *Mechanical properties of the human achilles tendon*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2001. **16**(3): p. 245-51.
20. Joseph, M.F., et al., *Achilles tendon biomechanics in response to acute intense exercise*. J Strength Cond Res, 2014. **28**(5): p. 1181-6.

21. Morrison, S.M., T.J. Dick, and J.M. Wakeling, *Structural and mechanical properties of the human Achilles tendon: Sex and strength effects*. J Biomech, 2015. **48**(12): p. 3530-3.
22. Waugh, C.M., et al., *Age-related changes in mechanical properties of the Achilles tendon*. J Anat, 2012. **220**(2): p. 144-55.
23. Finni, T., P.V. Komi, and J. Lukkariniemi, *Achilles tendon loading during walking: application of a novel optic fiber technique*. Eur J Appl Physiol Occup Physiol, 1998. **77**(3): p. 289-91.
24. Scott, S.H. and D.A. Winter, *Internal forces of chronic running injury sites*. Med Sci Sports Exerc, 1990. **22**(3): p. 357-69.
25. Ulmar, B., et al., *[Rupture of the Achilles tendon]*. Unfallchirurg, 2014. **117**(10): p. 921-37; quiz 938-9.
26. Lantto, I., et al., *Epidemiology of Achilles tendon ruptures: increasing incidence over a 33-year period*. Scand J Med Sci Sports, 2015. **25**(1): p. e133-8.
27. Huttunen, T.T., et al., *Acute achilles tendon ruptures: incidence of injury and surgery in Sweden between 2001 and 2012*. Am J Sports Med, 2014. **42**(10): p. 2419-23.
28. Thermann, H., T. Hufner, and H. Tscherne, *[Achilles tendon rupture]*. Orthopade, 2000. **29**(3): p. 235-50.
29. Houshian, S., T. Tscherning, and P. Riegels-Nielsen, *The epidemiology of Achilles tendon rupture in a Danish county*. Injury, 1998. **29**(9): p. 651-4.
30. Claessen, F.M., et al., *Predictors of primary Achilles tendon ruptures*. Sports Med, 2014. **44**(9): p. 1241-59.
31. Cretnik, A. and A. Frank, *Incidence and outcome of rupture of the Achilles tendon*. Wien Klin Wochenschr, 2004. **116 Suppl 2**: p. 33-8.
32. Corrao, G., et al., *Evidence of tendinitis provoked by fluoroquinolone treatment: a case-control study*. Drug Saf, 2006. **29**(10): p. 889-96.
33. van der Linden, P.D., et al., *Increased risk of achilles tendon rupture with quinolone antibacterial use, especially in elderly patients taking oral corticosteroids*. Arch Intern Med, 2003. **163**(15): p. 1801-7.
34. Owens, B., S. Mountcastle, and D. White, *Racial differences in tendon rupture incidence*. Int J Sports Med, 2007. **28**(7): p. 617-20.
35. Seeger, J.D., et al., *Achilles tendon rupture and its association with fluoroquinolone antibiotics and other potential risk factors in a managed care population*. Pharmacoepidemiol Drug Saf, 2006. **15**(11): p. 784-92.
36. Tallon, C., N. Maffulli, and S.W. Ewen, *Ruptured Achilles tendons are significantly more degenerated than tendinopathic tendons*. Med Sci Sports Exerc, 2001. **33**(12): p. 1983-90.
37. Bleakney, R.R., et al., *Long-term ultrasonographic features of the Achilles tendon after rupture*. Clin J Sport Med, 2002. **12**(5): p. 273-8.
38. Leppilahti, J., et al., *Ruptures of the Achilles tendon: relationship to inequality in length of legs and to patterns in the foot and ankle*. Foot Ankle Int, 1998. **19**(10): p. 683-7.
39. Barfred, T., *Kinesiological comments on subcutaneous ruptures of the Achilles tendon*. Acta Orthop Scand, 1971. **42**(5): p. 397-405.

40. Magnusson, S.P., et al., *Collagen fibril size and crimp morphology in ruptured and intact Achilles tendons*. *Matrix Biol*, 2002. **21**(4): p. 369-77.
41. Jarvinen, T.A., et al., *Collagen fibres of the spontaneously ruptured human tendons display decreased thickness and crimp angle*. *J Orthop Res*, 2004. **22**(6): p. 1303-9.
42. Maffulli, N., et al., *Tenocytes from ruptured and tendinopathic achilles tendons produce greater quantities of type III collagen than tenocytes from normal achilles tendons. An in vitro model of human tendon healing*. *Am J Sports Med*, 2000. **28**(4): p. 499-505.
43. Maffulli, N., V. Barrass, and S.W. Ewen, *Light microscopic histology of achilles tendon ruptures. A comparison with unruptured tendons*. *Am J Sports Med*, 2000. **28**(6): p. 857-63.
44. Petersen, W., et al., *Expression of VEGFR-1 and VEGFR-2 in degenerative Achilles tendons*. *Clin Orthop Relat Res*, 2004(420): p. 286-91.
45. Jones, G.C., et al., *Expression profiling of metalloproteinases and tissue inhibitors of metalloproteinases in normal and degenerate human achilles tendon*. *Arthritis Rheum*, 2006. **54**(3): p. 832-42.
46. Raleigh, S.M., et al., *Variants within the MMP3 gene are associated with Achilles tendinopathy: possible interaction with the COL5A1 gene*. *Br J Sports Med*, 2009. **43**(7): p. 514-20.
47. Budny, A.M. and A.N. Ley, *Fluoroquinolone-mediated Achilles rupture: a case report and review of the literature*. *J Foot Ankle Surg*, 2015. **54**(3): p. 494-6.
48. Mathis, A.S., et al., *Levofloxacin-associated Achilles tendon rupture*. *Ann Pharmacother*, 2003. **37**(7-8): p. 1014-7.
49. Thevendran, G., et al., *The ruptured Achilles tendon: a current overview from biology of rupture to treatment*. *Musculoskelet Surg*, 2013. **97**(1): p. 9-20.
50. Kannus, P. and L. Jozsa, *Histopathological changes preceding spontaneous rupture of a tendon. A controlled study of 891 patients*. *J Bone Joint Surg Am*, 1991. **73**(10): p. 1507-25.
51. Pagenstert, G., et al., *[Achilles tendon ruptures and tibialis anterior tendon ruptures]*. *Orthopade*, 2010. **39**(12): p. 1135-47.
52. Arner, O. and A. Lindholm, *Subcutaneous rupture of the Achilles tendon; a study of 92 cases*. *Acta Chir Scand Suppl*, 1959. **116**(Suppl 239): p. 1-51.
53. Maffulli, N., *The clinical diagnosis of subcutaneous tear of the Achilles tendon. A prospective study in 174 patients*. *Am J Sports Med*, 1998. **26**(2): p. 266-70.
54. Douglas, J., M. Kelly, and P. Blachut, *Clarification of the Simmonds-Thompson test for rupture of an Achilles tendon*. *Can J Surg*, 2009. **52**(3): p. E40-1.
55. Amlang, M.H., et al., *[Percutaneous technique for Achilles tendon repair with the Dresden Instruments]*. *Unfallchirurg*, 2005. **108**(7): p. 529-36.
56. Garras, D.N., et al., *MRI is unnecessary for diagnosing acute Achilles tendon ruptures: clinical diagnostic criteria*. *Clin Orthop Relat Res*, 2012. **470**(8): p. 2268-73.

57. Lohrer, H., *MRT Befund einer kompletten Midportion Ruptur*, csm_Abb._1_0ed5b6b321, Editor. 2017, Sporlastic GmbH: <https://www.sporlastic.de/nc/aktuelles/news/detail/detail/News/verletzung-en-und-schaeden-der-achillessehne/>.
58. Lea, R.B. and L. Smith, *Non-surgical treatment of tendo achillis rupture*. J Bone Joint Surg Am, 1972. **54**(7): p. 1398-407.
59. Hufner, T., et al., [*Conservative functional treatment of Achilles tendon ruptures*]. Unfallchirurg, 2010. **113**(9): p. 699-702, 704.
60. Thermann, H. and C. Becher, *Nonoperative Management of Acute Ruptures*, in *The Achilles Tendon: Treatment and Rehabilitation*, J.A. Nunley, Editor. 2009, Springer New York: New York, NY. p. 41-53.
61. Krapf, D., M. Kaipel, and M. Majewski, *Structural and biomechanical characteristics after early mobilization in an Achilles tendon rupture model: operative versus nonoperative treatment*. Orthopedics, 2012. **35**(9): p. e1383-8.
62. Wills, C.A., et al., *Achilles tendon rupture. A review of the literature comparing surgical versus nonsurgical treatment*. Clin Orthop Relat Res, 1986(207): p. 156-63.
63. Majewski, M., M. Rickert, and K. Steinbruck, [*Achilles tendon rupture. A prospective study assessing various treatment possibilities*]. Orthopade, 2000. **29**(7): p. 670-6.
64. Amlang, M.H., et al., [*Surgical treatment of Achilles tendon rupture*]. Unfallchirurg, 2010. **113**(9): p. 712-20.
65. Lill, H., et al., [*Current status of treatment of Achilles tendon ruptures. Results of a nationwide survey in Germany*]. Chirurg, 1996. **67**(11): p. 1160-5.
66. Ateschrang, A., et al., [*Open augmented repair according to Silfverskjold for Achilles tendon rupture: an alternative for athletes?*]. Sportverletz Sportschaden, 2007. **21**(2): p. 93-7.
67. Yuksel, S., et al., *Effect of platelet-rich plasma for treatment of Achilles tendons in free-moving rats after surgical incision and treatment*. Acta Orthop Traumatol Turc, 2015. **49**(5): p. 544-51.
68. Lin, M.T., et al., *Meta-analysis Comparing Autologous Blood-Derived Products (Including Platelet-Rich Plasma) Injection Versus Placebo in Patients With Achilles Tendinopathy*. Arthroscopy, 2018. **34**(6): p. 1966-1975 e5.
69. Usman, M.A., et al., *The effect of administration of double stranded MicroRNA-210 on acceleration of Achilles tendon healing in a rat model*. J Orthop Sci, 2015. **20**(3): p. 538-46.
70. Ma, G.W. and T.G. Griffith, *Percutaneous repair of acute closed ruptured achilles tendon: a new technique*. Clin Orthop Relat Res, 1977(128): p. 247-55.
71. Hockenbury, R.T. and J.C. Johns, *A biomechanical in vitro comparison of open versus percutaneous repair of tendon Achilles*. Foot Ankle, 1990. **11**(2): p. 67-72.
72. Sutherland, A. and N. Maffulli, *Naht der rupturierten Achillessehne*. Oper Orthop Traumatol, 1998. **10**(1): p. 50-8.

73. Geremia, J.M., et al., *The structural and mechanical properties of the Achilles tendon 2 years after surgical repair*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2015. **30**(5): p. 485-92.
74. Strauss, E.J., et al., *Operative treatment of acute Achilles tendon ruptures: an institutional review of clinical outcomes*. Injury, 2007. **38**(7): p. 832-8.
75. Khan, R.J. and R.L. Carey Smith, *Surgical interventions for treating acute Achilles tendon ruptures*. Cochrane Database Syst Rev, 2010(9): p. CD003674.
76. Ding, W.G., et al., *Comparison between tenocutaneous suture and Kessler suture techniques in treating acute closed Achilles tendon rupture*. Foot Ankle Surg, 2014. **20**(2): p. 105-8.
77. Ateschrang, A.A.R., *Operative Behandlungsprognose der Achillessehnenruptur und Validierung eines neuartigen biomechanisch-optischen Messverfahrens*. 2014. p. 83 Bl.
78. Zetlitz, E., et al., *Objective assessment of surgical training in flexor tendon repair: the utility of a low-cost porcine model as demonstrated by a single-subject research design*. J Surg Educ, 2012. **69**(4): p. 504-10.
79. Peltz, T.S., et al., *Animal Models for Tendon Repair Experiments: A Comparison of Pig, Sheep and Human Deep Flexor Tendons in Zone II*. J Hand Surg Asian Pac Vol, 2017. **22**(3): p. 329-336.
80. Hausmann, J.T., et al., *Biomechanical comparison of modified Kessler and running suture repair in 3 different animal tendons and in human flexor tendons*. J Hand Surg Am, 2009. **34**(1): p. 93-101.
81. FDA, *Premarket Notification ORTHOCORD Suture*, D.o.H.a.H. Service, Editor. 2004, Food and Drug Administration. p. 9-10.
82. Turker, M., et al., *Loop security and tensile properties of polyblend and traditional suture materials*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2011. **19**(2): p. 296-302.
83. Masini, B.D., et al., *Bacterial adherence to high--tensile strength sutures*. Arthroscopy, 2011. **27**(6): p. 834-8.
84. Steiner, T., et al., *Evaluation of a new optical measuring system for experiments on fractured human mandibles: a biomechanical feasibility study in maxillofacial surgery*. Clin Oral Investig, 2012. **16**(6): p. 1535-42.
85. Sebastin, S.J., et al., *History and evolution of the Kessler repair*. J Hand Surg Am, 2013. **38**(3): p. 552-61.
86. Shaieb, M.D. and D.I. Singer, *Tensile strengths of various suture techniques*. J Hand Surg Br, 1997. **22**(6): p. 764-7.
87. Kessler, I. and F. Nissim, *Primary repair without immobilization of flexor tendon division within the digital sheath. An experimental and clinical study*. Acta Orthop Scand, 1969. **40**(5): p. 587-601.
88. Herbolt, M., et al., *Biomechanical comparison of the primary stability of suturing Achilles tendon rupture: a cadaver study of Bunnell and Kessler techniques under cyclic loading conditions*. Arch Orthop Trauma Surg, 2008. **128**(11): p. 1273-7.
89. Kessler, I., *The "grasping" technique for tendon repair*. Hand, 1973. **5**(3): p. 253-5.

90. Pennington, D.G., *The locking loop tendon suture*. Plast Reconstr Surg, 1979. **63**(5): p. 648-52.
91. Hotokezaka, S. and P.R. Manske, *Differences between locking loops and grasping loops: effects on 2-strand core suture*. J Hand Surg Am, 1997. **22**(6): p. 995-1003.
92. Wada, A., et al., *The mechanical properties of locking and grasping suture loop configurations in four-strand core suture techniques*. J Hand Surg Br, 2000. **25**(6): p. 548-51.
93. Chen, L., et al., *Effect of repeated freezing-thawing on the Achilles tendon of rabbits*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2011. **19**(6): p. 1028-34.
94. Razali, N.M. and Y.B. Wah, *Power comparisons of shapiro-wilk, kolmogorov-smirnov, lilliefors and anderson-darling tests*. 2011.
95. Wellek, S. and M. Blettner, *Klinische Studien zum Nachweis von Äquivalenz oder Nichtunterlegenheit*. Dtsch Arztebl International, 2012. **109**(41): p. 674-9.
96. Schmitt, R. and T. Pfeifer, *Qualitätsmanagement: Strategien – Methoden – Techniken*. 2015: Carl Hanser Verlag GmbH & Company KG.
97. Chauhan, A., et al., *Comparing Biomechanical Properties, Repair Times, and Value of Common Core Flexor Tendon Repairs*. Hand (N Y), 2018. **13**(3): p. 313-318.
98. Yang, W., et al., *A Biomechanical Analysis of the Interlock Suture and a Modified Kessler-Loop Lock Flexor Tendon Suture*. Clinics (Sao Paulo), 2017. **72**(9): p. 582-587.
99. Korpmpakis, I., et al., *Enhanced Zone II Flexor Tendon Repair through a New Half Hitch Loop Suture Configuration*. PLoS ONE, 2016. **11**(4): p. e0153822.
100. Jordan, M.C., et al., *Biomechanical Analysis of the Modified Kessler, Lahey, Adelaide, and Becker Sutures for Flexor Tendon Repair*. J Hand Surg Am, 2015. **40**(9): p. 1812-7.
101. Chen, J., et al., *A new modified Tsuge suture for flexor tendon repairs: the biomechanical analysis and clinical application*. J Orthop Surg Res, 2014. **9**: p. 136.
102. Karjalainen, T., et al., *An analysis of the pull-out strength of 6 suture loop configurations in flexor tendons*. J Hand Surg Am, 2012. **37**(2): p. 217-23.
103. Haimovici, L., et al., *The impact of fiberwire, fiberloop, and locking suture configuration on flexor tendon repairs*. Ann Plast Surg, 2012. **69**(4): p. 468-70.
104. Yotsumoto, T., et al., *Optimally strong tendon repair using braided polyethylene strand: 2-strand heavy-gauge locking technique vs. multiple-strand technique*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2010. **25**(8): p. 835-9.
105. Dogramaci, Y., et al., *Single side locking on the opposite of the modified Kessler tendon repair prevents gap formation and suture pull-out: a biomechanical evaluation in sheep tendons*. Eklem Hastalik Cerrahisi, 2009. **20**(2): p. 102-6.

106. Hirpara, K.M., et al., *A biomechanical analysis of multistrand repairs with the Silfverskiold peripheral cross-stitch*. J Bone Joint Surg Br, 2007. **89**(10): p. 1396-401.
107. Hatanaka, H. and P.R. Manske, *Effect of the cross-sectional area of locking loops in flexor tendon repair*. J Hand Surg Am, 1999. **24**(4): p. 751-60.
108. Wagner, W.F., Jr., et al., *A biomechanical comparison of techniques of flexor tendon repair*. J Hand Surg Am, 1994. **19**(6): p. 979-83.
109. Cash, M.P., et al., *Evaluation of FiberLoop sutures in locking and nonlocking tendon repair*. Ann Plast Surg, 2012. **68**(6): p. 583-7.
110. McCoy, B.W. and S.L. Haddad, *The strength of achilles tendon repair: a comparison of three suture techniques in human cadaver tendons*. Foot Ankle Int, 2010. **31**(8): p. 701-5.
111. Gebauer, M., et al., *Mechanical evaluation of different techniques for Achilles tendon repair*. Arch Orthop Trauma Surg, 2007. **127**(9): p. 795-9.
112. Yildirim, Y. and T. Esemeli, *Initial pull-out strength of tendon sutures: an in vitro study in sheep Achilles tendon*. Foot Ankle Int, 2002. **23**(12): p. 1126-30.
113. Taras, J.S., et al., *Evaluation of suture caliber in flexor tendon repair*. J Hand Surg Am, 2001. **26**(6): p. 1100-4.
114. Barrie, K.A., et al., *A biomechanical comparison of multistrand flexor tendon repairs using an in situ testing model*. J Hand Surg Am, 2000. **25**(3): p. 499-506.
115. Soejima, O., et al., *Comparative mechanical analysis of dorsal versus palmar placement of core suture for flexor tendon repairs*. J Hand Surg Am, 1995. **20**(5): p. 801-7.
116. Watson, T.W., et al., *The strength of Achilles tendon repair: an in vitro study of the biomechanical behavior in human cadaver tendons*. Foot Ankle Int, 1995. **16**(4): p. 191-5.
117. Johnson, G.A., et al., *Tensile and viscoelastic properties of human patellar tendon*. J Orthop Res, 1994. **12**(6): p. 796-803.
118. Alavanja, G., E. Dailey, and D.P. Mass, *Repair of zone II flexor digitorum profundus lacerations using varying suture sizes: a comparative biomechanical study*. J Hand Surg Am, 2005. **30**(3): p. 448-54.
119. Hatanaka, H. and P.R. Manske, *Effect of suture size on locking and grasping flexor tendon repair techniques*. Clin Orthop Relat Res, 2000(375): p. 267-74.
120. Barrie, K.A., et al., *The role of multiple strands and locking sutures on gap formation of flexor tendon repairs during cyclical loading*. J Hand Surg Am, 2000. **25**(4): p. 714-20.
121. Thurman, R.T., et al., *Two-, four-, and six-strand zone II flexor tendon repairs: an in situ biomechanical comparison using a cadaver model*. J Hand Surg Am, 1998. **23**(2): p. 261-5.
122. Wong, J.K., et al., *The cellular effect of a single interrupted suture on tendon*. J Hand Surg Br, 2006. **31**(4): p. 358-67.
123. Turker, M., et al., *Over-the-top knot placement technique enhances tensile stability of tendon repairs*. Foot Ankle Int, 2010. **31**(11): p. 1006-13.

124. Komatsu, F., et al., *Optimum location of knot for tendon surgery in side-locking loop technique*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2007. **22**(1): p. 112-9.
125. Pruitt, D.L., M. Aoki, and P.R. Manske, *Effect of suture knot location on tensile strength after flexor tendon repair*. J Hand Surg Am, 1996. **21**(6): p. 969-73.
126. Lee, S.J., et al., *Optimizing Achilles tendon repair: effect of epitendinous suture augmentation on the strength of achilles tendon repairs*. Foot Ankle Int, 2008. **29**(4): p. 427-32.
127. Kubota, H., et al., *Mechanical properties of various circumferential tendon suture techniques*. J Hand Surg Br, 1996. **21**(4): p. 474-80.

7. ANHÄNGE

7.1. MESSWERTE UND BERECHNUNGEN

Tabelle 14 - Messwerttabelle für Maximalkraft F_{max} [N], Dehiszenzkraft F_{3mm} [N] und $\log F_{3mm}$

| Nr. | F_{max} [N] | | F_{3mm} [N] | | $\log F_{3mm}$ | |
|-----|---------------|----------|---------------|----------|----------------|----------|
| | Kessler | Variante | Kessler | Variante | Kessler | Variante |
| 1 | 212,00 | 334,00 | 133,00 | 90,00 | 2,124 | 1,954 |
| 2 | 240,00 | 340,00 | 56,30 | 92,60 | 1,751 | 1,967 |
| 3 | 250,00 | 431,00 | 132,50 | 73,90 | 2,122 | 1,869 |
| 4 | 305,00 | 358,00 | 98,90 | 70,60 | 1,995 | 1,849 |
| 5 | 228,00 | 414,00 | 83,70 | 84,00 | 1,923 | 1,924 |
| 6 | 256,00 | 459,00 | 89,28 | 141,00 | 1,951 | 2,149 |
| 7 | 238,00 | 326,00 | 67,60 | 170,30 | 1,830 | 2,231 |
| 8 | 174,00 | 390,00 | 62,10 | 71,60 | 1,793 | 1,855 |
| 9 | 259,00 | 251,00 | 144,20 | 149,90 | 2,159 | 2,176 |
| 10 | 272,00 | 241,00 | 164,80 | 143,40 | 2,217 | 2,157 |
| 11 | 240,00 | 322,00 | 85,00 | 79,00 | 1,929 | 1,898 |
| 12 | 227,00 | 362,00 | 86,60 | 162,88 | 1,938 | 2,212 |
| 13 | 238,00 | 228,00 | 154,40 | 143,80 | 2,189 | 2,158 |
| 14 | 205,00 | 387,00 | 97,40 | 109,60 | 1,989 | 2,040 |
| 15 | 160,00 | 265,00 | 133,20 | 57,50 | 2,125 | 1,760 |
| 16 | 245,00 | 406,00 | 224,50 | 54,80 | 2,351 | 1,739 |
| 17 | 311,00 | 404,00 | 216,50 | 45,20 | 2,335 | 1,655 |
| 18 | 237,00 | 349,00 | 185,70 | 42,90 | 2,269 | 1,632 |
| 19 | 380,00 | 376,00 | 184,20 | 119,30 | 2,265 | 2,077 |
| 20 | 296,00 | 274,00 | 208,60 | 44,50 | 2,319 | 1,648 |
| 21 | 316,00 | 220,00 | 206,80 | 148,70 | 2,316 | 2,172 |
| 22 | 295,00 | 281,00 | 253,70 | 47,90 | 2,404 | 1,680 |
| 23 | 230,00 | 227,00 | 73,51 | 91,50 | 1,866 | 1,961 |
| 24 | 283,00 | 408,00 | 43,00 | 118,70 | 1,633 | 2,074 |
| 25 | 229,00 | 350,00 | 52,20 | 165,20 | 1,718 | 2,218 |
| 26 | 262,00 | 382,00 | 64,10 | 117,90 | 1,807 | 2,072 |
| 27 | 238,00 | 409,00 | 130,50 | 92,40 | 2,116 | 1,966 |
| 28 | 221,00 | 234,00 | 148,60 | 59,10 | 2,172 | 1,772 |
| 29 | 370,00 | 340,00 | 75,50 | 123,40 | 1,878 | 2,091 |
| 30 | 265,00 | 297,00 | 80,20 | 122,40 | 1,904 | 2,088 |
| 31 | 228,00 | 432,00 | 79,50 | 87,90 | 1,900 | 1,944 |
| 32 | 230,00 | 287,00 | 73,10 | 89,90 | 1,864 | 1,954 |
| 33 | 259,00 | 301,00 | 139,20 | 134,10 | 2,144 | 2,127 |
| 34 | 247,00 | 252,00 | 62,30 | 95,90 | 1,794 | 1,982 |
| 35 | 260,00 | 342,00 | 86,50 | 89,10 | 1,937 | 1,950 |
| 36 | 379,00 | 404,00 | 139,80 | 156,10 | 2,146 | 2,193 |
| 37 | 284,00 | 461,00 | 75,90 | 78,40 | 1,880 | 1,894 |
| 38 | 207,00 | 377,00 | 166,60 | 92,90 | 2,222 | 1,968 |
| 39 | 259,00 | 420,00 | 82,10 | 167,60 | 1,914 | 2,224 |
| 40 | 277,00 | 357,00 | 78,90 | 197,10 | 1,897 | 2,295 |

| Nr. | Fmax [N] | | F _{3mm} [N] | | logF _{3mm} | |
|-------------------------------|---------------|---------------|----------------------|---------------|---------------------|--------------|
| | Kessler | Variante | Kessler | Variante | Kessler | Variante |
| 41 | 321,00 | 354,00 | 74,50 | 184,10 | 1,872 | 2,265 |
| 42 | 221,00 | 410,00 | 133,20 | 71,30 | 2,125 | 1,853 |
| 43 | 294,00 | 365,00 | 73,10 | 131,10 | 1,864 | 2,118 |
| 44 | 252,00 | 450,00 | 78,90 | 182,40 | 1,897 | 2,261 |
| 45 | 319,00 | 439,00 | 66,60 | 98,70 | 1,823 | 1,994 |
| 46 | 276,00 | 338,00 | 87,40 | 94,70 | 1,942 | 1,976 |
| 47 | 283,00 | 376,00 | 99,90 | 139,90 | 2,000 | 2,146 |
| 48 | 303,00 | 312,00 | 77,70 | 83,60 | 1,890 | 1,922 |
| 49 | 289,00 | 349,00 | 56,70 | 127,70 | 1,754 | 2,106 |
| 50 | 222,00 | 371,00 | 46,60 | 93,70 | 1,668 | 1,972 |
| 51 | 198,00 | 338,00 | 47,00 | 89,30 | 1,672 | 1,951 |
| 52 | 284,00 | 284,00 | 47,10 | 92,50 | 1,673 | 1,966 |
| 53 | 277,00 | 351,00 | 51,50 | 93,20 | 1,712 | 1,969 |
| 54 | 200,00 | 293,00 | 134,10 | 93,40 | 2,127 | 1,970 |
| 55 | 318,00 | 326,00 | 162,40 | 74,80 | 2,211 | 1,874 |
| 56 | 228,00 | 329,00 | 99,90 | 140,10 | 2,000 | 2,146 |
| \bar{x} | 260,66 | 346,13 | 108,16 | 107,38 | 1,988 | 2,001 |
| SD | 45,57 | 62,80 | 51,76 | 38,64 | 0,199 | 0,165 |
| \tilde{x} | 257,50 | 349,50 | 86,55 | 93,55 | 1,937 | 1,971 |
| Min | 160,00 | 220,00 | 43,00 | 42,90 | 1,633 | 1,632 |
| Max | 380,00 | 461,00 | 253,70 | 197,10 | 2,404 | 2,295 |

Tabelle 15 - Messwerttabelle für Setzverhalten [%], Steifigkeit [N/mm] und Elongation ϵ [mm/mm]

| Nr. | Setzverhalten [%] | | Steifigkeit [N/mm] | | Elongation ϵ [mm/mm] | |
|-----|-------------------|----------|--------------------|----------|-------------------------------|----------|
| | Kessler | Variante | Kessler | Variante | Kessler | Variante |
| 1 | 77,30 | 69,50 | 9,46 | 11,35 | 4,20 | 4,22 |
| 2 | 75,70 | 69,40 | 7,86 | 11,12 | 1,64 | 3,67 |
| 3 | 75,00 | 73,60 | 8,89 | 11,81 | 3,03 | 2,59 |
| 4 | 71,00 | 71,50 | 9,82 | 10,97 | 3,34 | 2,19 |
| 5 | 68,90 | 66,90 | 8,91 | 10,74 | 3,84 | 4,17 |
| 6 | 72,00 | 64,30 | 6,44 | 15,27 | 4,06 | 6,90 |
| 7 | 74,10 | 72,60 | 9,30 | 9,01 | 2,35 | 6,78 |
| 8 | 68,90 | 70,60 | 7,92 | 13,40 | 3,50 | 3,03 |
| 9 | 70,50 | 72,90 | 8,56 | 9,44 | 5,11 | 4,40 |
| 10 | 74,40 | 69,30 | 15,43 | 7,90 | 4,97 | 5,43 |
| 11 | 70,00 | 73,30 | 13,14 | 9,51 | 3,52 | 3,27 |
| 12 | 74,60 | 69,00 | 8,88 | 11,24 | 3,29 | 6,14 |
| 13 | 76,80 | 75,40 | 10,90 | 10,69 | 4,92 | 5,45 |
| 14 | 74,60 | 75,00 | 8,66 | 13,31 | 2,56 | 2,96 |
| 15 | 75,20 | 73,30 | 11,21 | 9,28 | 4,87 | 3,17 |
| 16 | 78,80 | 71,00 | 9,95 | 10,05 | 3,54 | 2,84 |
| 17 | 80,90 | 73,20 | 14,15 | 12,09 | 4,40 | 1,69 |
| 18 | 72,30 | 64,60 | 12,02 | 9,25 | 4,72 | 1,91 |
| 19 | 75,60 | 71,40 | 9,89 | 12,77 | 2,74 | 4,13 |
| 20 | 74,10 | 74,70 | 15,17 | 9,03 | 6,82 | 1,30 |
| 21 | 80,60 | 74,80 | 11,81 | 12,31 | 5,08 | 4,70 |
| 22 | 65,90 | 77,00 | 17,34 | 8,27 | 14,03 | 1,93 |
| 23 | 71,00 | 74,20 | 12,16 | 8,59 | 2,56 | 3,28 |
| 24 | 65,80 | 70,20 | 7,93 | 11,28 | 2,66 | 2,71 |
| 25 | 74,90 | 71,00 | 6,33 | 11,19 | 1,60 | 4,71 |
| 26 | 62,80 | 73,80 | 9,64 | 12,55 | 3,02 | 5,08 |
| 27 | 64,70 | 70,00 | 8,71 | 11,64 | 7,55 | 3,42 |
| 28 | 74,10 | 65,20 | 8,37 | 7,91 | 5,42 | 2,71 |
| 29 | 69,80 | 74,10 | 11,25 | 10,74 | 3,79 | 3,35 |
| 30 | 70,10 | 72,40 | 8,92 | 8,44 | 3,71 | 4,13 |
| 31 | 73,00 | 75,60 | 9,83 | 13,53 | 3,05 | 2,47 |
| 32 | 67,30 | 74,70 | 8,87 | 11,79 | 3,39 | 2,14 |
| 33 | 67,30 | 73,80 | 12,73 | 10,60 | 5,05 | 3,27 |
| 34 | 72,00 | 77,70 | 16,94 | 8,51 | 2,52 | 2,95 |
| 35 | 55,70 | 76,10 | 9,52 | 10,70 | 4,90 | 1,92 |
| 36 | 71,70 | 75,00 | 10,86 | 11,79 | 4,95 | 4,09 |
| 37 | 51,20 | 76,70 | 8,55 | 12,30 | 5,60 | 2,50 |
| 38 | 76,50 | 70,70 | 9,96 | 13,37 | 5,15 | 2,97 |
| 39 | 64,80 | 53,30 | 10,14 | 11,66 | 3,34 | 3,15 |
| 40 | 60,50 | 73,30 | 9,34 | 9,46 | 4,47 | 4,12 |
| 41 | 66,80 | 72,40 | 13,15 | 12,22 | 2,71 | 4,58 |

| Nr. | Setzverhalten [%] | | Steifigkeit [N/mm] | | Elongation ϵ [mm/mm] | |
|-------------|-------------------|--------------|--------------------|--------------|-------------------------------|-------------|
| | Kessler | Variante | Kessler | Variante | Kessler | Variante |
| 42 | 69,50 | 73,90 | 8,43 | 10,14 | 2,86 | 2,34 |
| 43 | 72,40 | 73,60 | 11,41 | 10,61 | 2,33 | 3,47 |
| 44 | 68,20 | 75,00 | 10,22 | 12,64 | 4,60 | 4,61 |
| 45 | 65,90 | 75,60 | 10,12 | 11,26 | 4,64 | 3,30 |
| 46 | 60,50 | 72,40 | 11,97 | 11,10 | 3,57 | 1,90 |
| 47 | 64,80 | 73,30 | 10,49 | 12,03 | 3,47 | 4,35 |
| 48 | 53,70 | 79,10 | 8,61 | 9,85 | 4,23 | 1,64 |
| 49 | 67,10 | 72,00 | 9,62 | 9,16 | 2,32 | 3,75 |
| 50 | 69,30 | 77,40 | 6,58 | 11,20 | 1,79 | 3,28 |
| 51 | 70,60 | 78,30 | 7,18 | 12,54 | 2,39 | 0,94 |
| 52 | 66,80 | 75,30 | 13,76 | 7,30 | 2,26 | 2,27 |
| 53 | 72,10 | 74,00 | 8,39 | 11,38 | 1,46 | 2,04 |
| 54 | 75,90 | 73,20 | 8,05 | 7,00 | 3,19 | 4,18 |
| 55 | 74,10 | 73,90 | 12,90 | 7,78 | 4,68 | 2,47 |
| 56 | 70,60 | 75,70 | 10,45 | 9,55 | 3,06 | 3,79 |
| \bar{x} | 70,16 | 72,61 | 10,30 | 10,73 | 3,91 | 3,41 |
| <i>SD</i> | 6,02 | 4,07 | 2,43 | 1,76 | 1,86 | 1,29 |
| \tilde{x} | 70,80 | 73,30 | 9,82 | 11,04 | 3,53 | 3,27 |
| <i>Min</i> | 51,20 | 53,30 | 6,33 | 7,00 | 1,46 | 0,94 |
| <i>Max</i> | 80,90 | 79,10 | 17,34 | 15,27 | 14,03 | 6,90 |

Tabelle 16 – Messwerttabelle für Spannung σ [N/mm²], Elastizität [%] und Elastizitätsmodul E [N/mm²]

| Nr. | Spannung [N/mm ²] | | Elastizität [%] | | Elastizitätsmodul E [N/mm ²] | |
|-----|-------------------------------|----------|-----------------|----------|--|----------|
| | Kessler | Variante | Kessler | Variante | Kessler | Variante |
| 1 | 3,63 | 1,78 | 79,08 | 68,62 | 0,87 | 0,42 |
| 2 | 1,27 | 1,99 | 78,78 | 76,38 | 0,77 | 0,54 |
| 3 | 3,03 | 1,44 | 84,08 | 77,39 | 1,00 | 0,56 |
| 4 | 1,42 | 1,97 | 84,39 | 79,35 | 0,43 | 0,90 |
| 5 | 1,81 | 1,58 | 79,80 | 79,12 | 0,47 | 0,38 |
| 6 | 2,42 | 2,81 | 80,88 | 78,56 | 0,60 | 0,41 |
| 7 | 1,23 | 3,32 | 76,60 | 85,62 | 0,52 | 0,49 |
| 8 | 1,62 | 1,42 | 71,48 | 74,87 | 0,46 | 0,47 |
| 9 | 3,88 | 3,25 | 85,08 | 85,10 | 0,76 | 0,74 |
| 10 | 4,38 | 3,88 | 79,49 | 85,13 | 0,88 | 0,72 |
| 11 | 2,87 | 1,34 | 73,02 | 80,52 | 0,82 | 0,41 |
| 12 | 2,64 | 2,88 | 76,98 | 83,71 | 0,80 | 0,47 |
| 13 | 4,31 | 3,18 | 84,05 | 80,87 | 0,88 | 0,58 |
| 14 | 2,74 | 2,17 | 84,65 | 81,97 | 1,07 | 0,73 |
| 15 | 3,88 | 1,62 | 79,24 | 75,12 | 0,80 | 0,51 |
| 16 | 5,55 | 1,03 | 91,14 | 74,81 | 1,57 | 0,36 |
| 17 | 5,20 | 0,83 | 86,39 | 67,67 | 1,18 | 0,49 |
| 18 | 4,59 | 0,94 | 84,47 | 71,78 | 0,97 | 0,49 |
| 19 | 2,91 | 3,93 | 87,41 | 78,35 | 1,06 | 0,95 |
| 20 | 6,35 | 1,41 | 83,47 | 77,63 | 0,93 | 1,08 |
| 21 | 3,82 | 3,31 | 85,58 | 82,03 | 0,75 | 0,70 |
| 22 | 5,92 | 1,15 | 82,80 | 70,03 | 0,42 | 0,60 |
| 23 | 2,13 | 1,96 | 67,25 | 82,03 | 0,83 | 0,60 |
| 24 | 1,15 | 2,51 | 74,29 | 82,93 | 0,43 | 0,93 |
| 25 | 1,02 | 3,82 | 82,50 | 82,66 | 0,64 | 0,81 |
| 26 | 1,66 | 2,90 | 74,94 | 79,35 | 0,55 | 0,57 |
| 27 | 4,05 | 2,55 | 83,97 | 80,66 | 0,54 | 0,74 |
| 28 | 4,64 | 1,38 | 81,95 | 78,12 | 0,86 | 0,51 |
| 29 | 1,96 | 2,48 | 73,00 | 83,80 | 0,52 | 0,74 |
| 30 | 2,36 | 2,82 | 79,61 | 81,27 | 0,64 | 0,68 |
| 31 | 2,30 | 2,20 | 82,20 | 76,80 | 0,75 | 0,89 |
| 32 | 3,10 | 1,80 | 78,66 | 82,33 | 0,91 | 0,84 |
| 33 | 4,76 | 3,10 | 82,24 | 80,08 | 0,94 | 0,95 |
| 34 | 1,60 | 1,96 | 72,45 | 80,66 | 0,63 | 0,67 |
| 35 | 2,27 | 1,88 | 77,91 | 81,04 | 0,46 | 0,98 |
| 36 | 3,65 | 2,91 | 83,53 | 84,57 | 0,74 | 0,71 |
| 37 | 1,84 | 1,45 | 77,26 | 78,54 | 0,33 | 0,58 |
| 38 | 5,03 | 2,33 | 85,73 | 79,58 | 0,98 | 0,78 |
| 39 | 2,32 | 2,96 | 82,51 | 85,88 | 0,69 | 0,94 |
| 40 | 1,68 | 4,45 | 79,22 | 86,60 | 0,38 | 1,08 |
| 41 | 2,07 | 4,34 | 77,17 | 85,51 | 0,76 | 0,95 |

| Nr. | Spannung [N/mm ²] | | Elastizität [%] | | Elastizitätsmodul E [N/mm ²] | |
|-------------------------------|-------------------------------|-------------|-----------------|--------------|--|-------------|
| | Kessler | Variante | Kessler | Variante | Kessler | Variante |
| 42 | 3,03 | 1,08 | 86,25 | 78,21 | 1,06 | 0,46 |
| 43 | 1,99 | 2,69 | 74,98 | 83,63 | 0,85 | 0,77 |
| 44 | 2,23 | 3,23 | 77,19 | 86,40 | 0,48 | 0,70 |
| 45 | 1,37 | 2,10 | 70,59 | 77,83 | 0,30 | 0,64 |
| 46 | 2,17 | 1,77 | 80,77 | 82,43 | 0,61 | 0,93 |
| 47 | 1,88 | 2,87 | 83,06 | 79,97 | 0,54 | 0,66 |
| 48 | 1,71 | 2,17 | 82,12 | 85,40 | 0,40 | 1,32 |
| 49 | 1,44 | 2,46 | 78,07 | 81,27 | 0,62 | 0,66 |
| 50 | 1,07 | 1,93 | 74,49 | 80,51 | 0,60 | 0,59 |
| 51 | 1,33 | 2,35 | 68,91 | 85,76 | 0,56 | 2,51 |
| 52 | 1,09 | 2,01 | 65,32 | 87,14 | 0,48 | 0,88 |
| 53 | 1,38 | 1,83 | 78,77 | 83,23 | 0,95 | 0,90 |
| 54 | 2,96 | 1,75 | 87,18 | 84,46 | 0,93 | 0,42 |
| 55 | 3,39 | 1,43 | 83,02 | 79,06 | 0,72 | 0,58 |
| 56 | 2,31 | 2,65 | 80,83 | 86,42 | 0,75 | 0,70 |
| \bar{x} | 2,76 | 2,31 | 79,76 | 80,51 | 0,72 | 0,73 |
| SD | 1,36 | 0,86 | 5,31 | 4,42 | 0,24 | 0,32 |
| \tilde{x} | 2,31 | 2,17 | 80,28 | 80,76 | 0,74 | 0,69 |
| Min | 1,02 | 0,83 | 65,32 | 67,67 | 0,30 | 0,36 |
| Max | 6,35 | 4,45 | 91,14 | 87,14 | 1,57 | 2,51 |

Tabelle 17 - Messwerttabelle für Fläche A [mm²] und Nahtzeit [s]

| Nr. | Fläche [mm ²] | | Nahtzeit [s] | |
|-----------|---------------------------|----------|--------------|----------|
| | Kessler | Variante | Kessler | Variante |
| 1 | 36,63 | 50,51 | 734,00 | 983,00 |
| 2 | 44,46 | 46,56 | 750,00 | 758,00 |
| 3 | 43,70 | 51,20 | 707,00 | 756,00 |
| 4 | 69,55 | 35,79 | 595,00 | 679,00 |
| 5 | 46,18 | 53,28 | 633,00 | 743,00 |
| 6 | 36,95 | 50,23 | 765,00 | 660,00 |
| 7 | 55,06 | 51,32 | 630,00 | 864,00 |
| 8 | 38,39 | 50,27 | 693,00 | 687,00 |
| 9 | 37,21 | 46,11 | 683,00 | 613,00 |
| 10 | 37,65 | 36,91 | 670,00 | 592,00 |
| 11 | 29,63 | 58,76 | 574,00 | 595,00 |
| 12 | 32,83 | 56,53 | 588,00 | 562,00 |
| 13 | 35,81 | 45,16 | 658,00 | 609,00 |
| 14 | 35,59 | 50,51 | 603,00 | 621,00 |
| 15 | 34,32 | 35,41 | 583,00 | 565,00 |
| 16 | 40,46 | 53,09 | 730,00 | 586,00 |
| 17 | 41,63 | 54,62 | 660,00 | 580,00 |
| 18 | 40,46 | 45,80 | 645,00 | 542,00 |
| 19 | 63,33 | 30,32 | 675,00 | 517,00 |
| 20 | 32,85 | 31,67 | 685,00 | 641,00 |
| 21 | 54,07 | 44,96 | 695,00 | 615,00 |
| 22 | 42,87 | 41,66 | 545,00 | 540,00 |
| 23 | 34,56 | 46,57 | 589,00 | 625,00 |
| 24 | 37,28 | 47,27 | 925,00 | 667,00 |
| 25 | 51,05 | 43,29 | 894,00 | 580,00 |
| 26 | 38,64 | 40,72 | 628,00 | 557,00 |
| 27 | 32,23 | 36,29 | 866,00 | 487,00 |
| 28 | 32,04 | 42,72 | 770,00 | 589,00 |
| 29 | 38,48 | 49,70 | 948,00 | 635,00 |
| 30 | 33,98 | 43,35 | 912,00 | 733,00 |
| 31 | 34,56 | 39,94 | 814,00 | 851,00 |
| 32 | 23,59 | 50,03 | 735,00 | 656,00 |
| 33 | 29,22 | 43,19 | 756,00 | 628,00 |
| 34 | 38,96 | 48,81 | 928,00 | 493,00 |
| 35 | 38,16 | 47,34 | 834,00 | 635,00 |
| 36 | 38,32 | 53,70 | 763,00 | 620,00 |
| 37 | 41,20 | 53,91 | 725,00 | 618,00 |
| 38 | 33,10 | 39,87 | 639,00 | 670,00 |
| 39 | 35,42 | 56,53 | 697,00 | 673,00 |
| 40 | 46,92 | 44,30 | 648,00 | 630,00 |
| 41 | 36,07 | 42,45 | 685,00 | 634,00 |
| 42 | 43,93 | 66,11 | 698,00 | 585,00 |

| Nr. | Fläche [mm ²] | | Nahtzeit [s] | |
|-------------|---------------------------|--------------|---------------|---------------|
| | Kessler | Variante | Kessler | Variante |
| 43 | 36,76 | 48,82 | 569,00 | 539,00 |
| 44 | 35,42 | 56,49 | 604,00 | 586,00 |
| 45 | 48,70 | 46,97 | 572,00 | 503,00 |
| 46 | 40,29 | 53,56 | 606,00 | 594,00 |
| 47 | 53,01 | 48,81 | 660,00 | 567,00 |
| 48 | 45,52 | 38,52 | 771,00 | 819,00 |
| 49 | 39,27 | 51,90 | 649,00 | 544,00 |
| 50 | 43,54 | 48,60 | 534,00 | 662,00 |
| 51 | 35,34 | 38,02 | 609,00 | 624,00 |
| 52 | 43,20 | 46,11 | 757,00 | 684,00 |
| 53 | 37,37 | 50,89 | 702,00 | 565,00 |
| 54 | 45,36 | 53,29 | 461,00 | 584,00 |
| 55 | 47,94 | 52,22 | 561,00 | 640,00 |
| 56 | 43,29 | 52,87 | 496,00 | 597,00 |
| \bar{x} | 40,40 | 47,21 | 687,61 | 631,82 |
| <i>SD</i> | 8,01 | 6,95 | 109,05 | 92,46 |
| \tilde{x} | 38,44 | 47,97 | 679,00 | 619,00 |
| <i>Min</i> | 23,59 | 30,32 | 461,00 | 487,00 |
| <i>Max</i> | 69,55 | 66,11 | 948,00 | 983,00 |

7.2. HISTOGRAMME

Maximalkraft F_{max} [N]

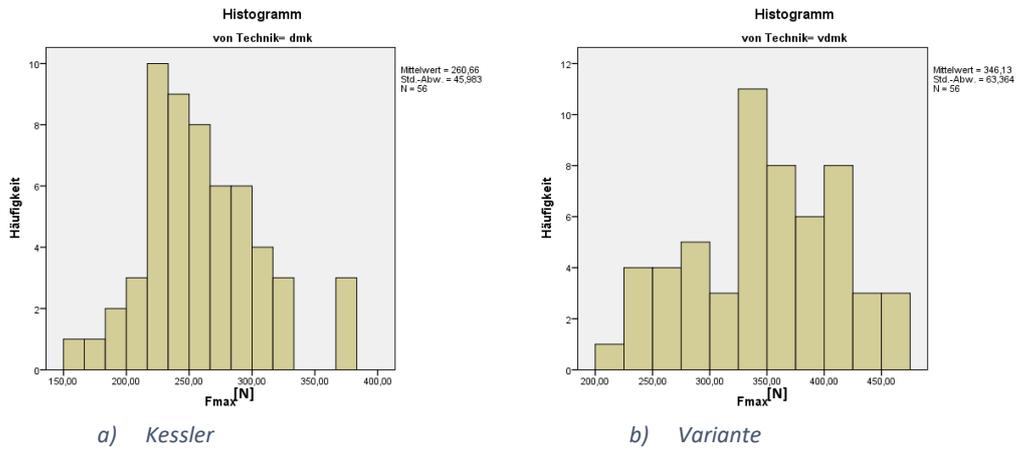


Abbildung 40 - Histogramme für die Maximalkraft F_{max} [N]

Dehiszenzkraft F_{3mm} [N]

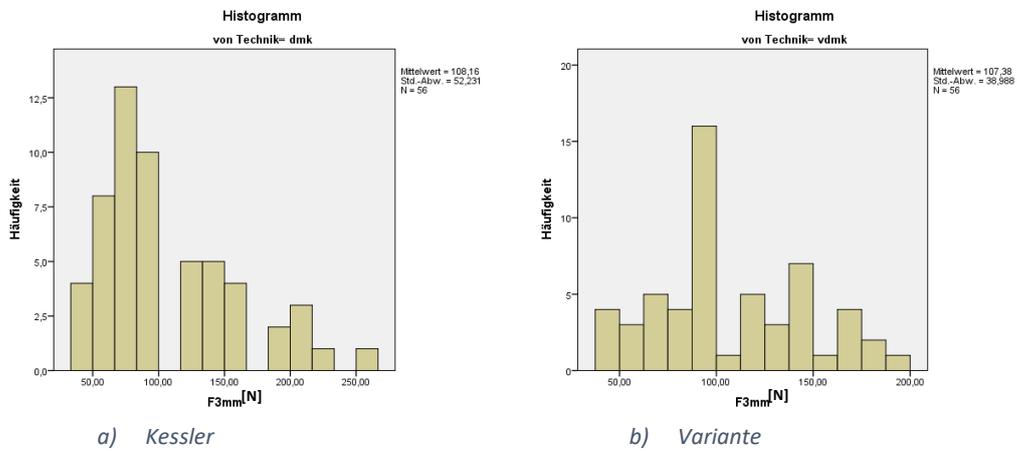


Abbildung 41 - Histogramme für die Dehiszenzkraft F_{3mm} [N]

logarithmierte Dehiszenzkraft $\log F_{3mm}$

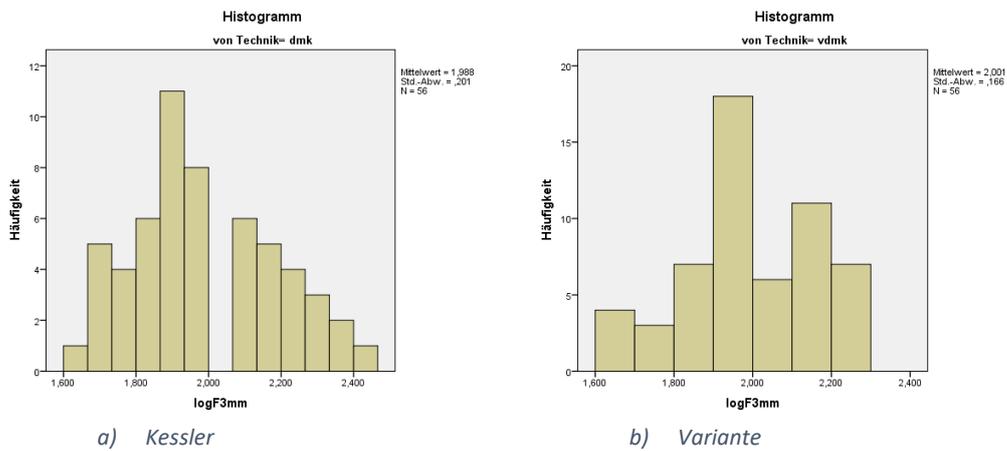
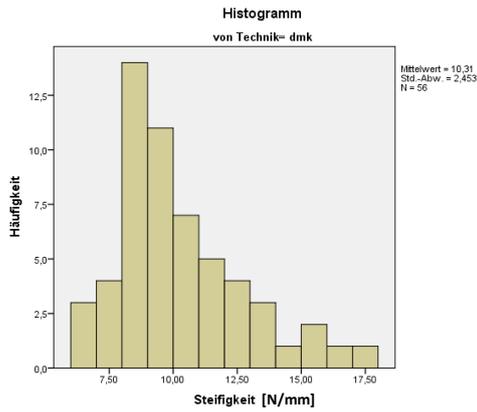
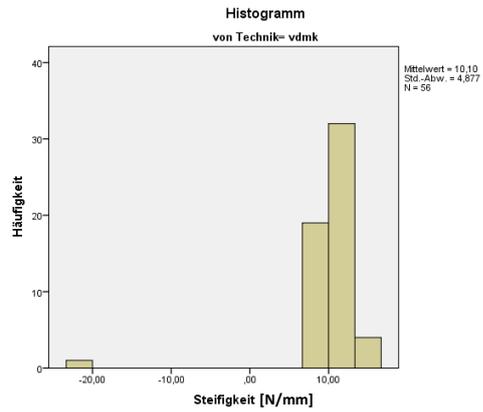


Abbildung 42 - Histogramme für die logarithmierte Dehiszenzkraft $\log F_{3mm}$

Steifigkeit [N/mm]



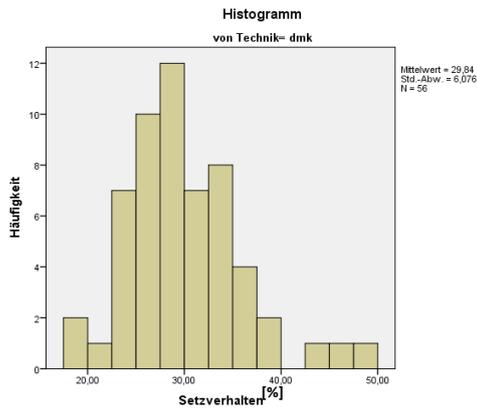
a) Kessler



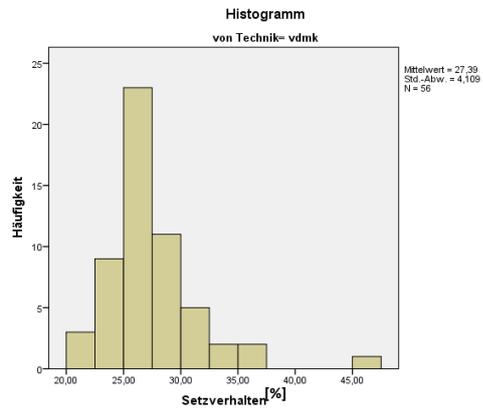
b) Variante

Abbildung 43 - Histogramme für die Steifigkeit [N/mm]

Setzverhalten [%]



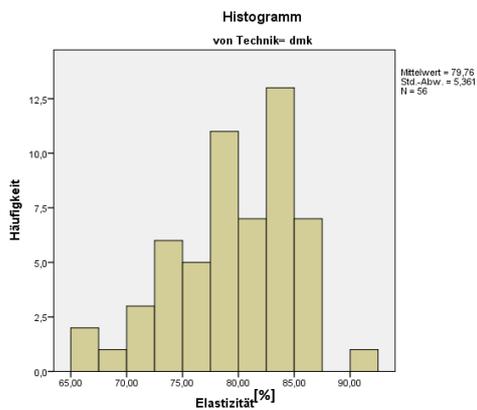
a) Kessler



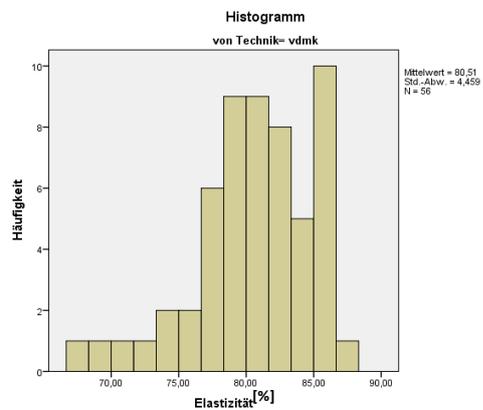
b) Variante

Abbildung 44 - Histogramme für das Setzverhalten [%]

Elastizität [%]



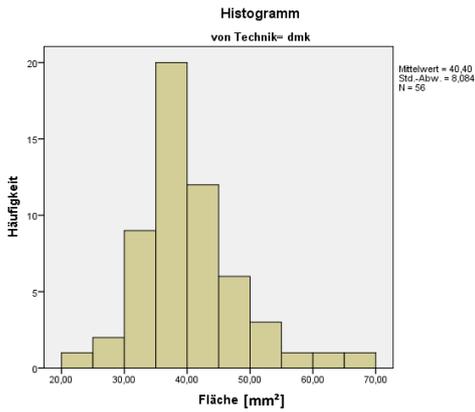
a) Kessler



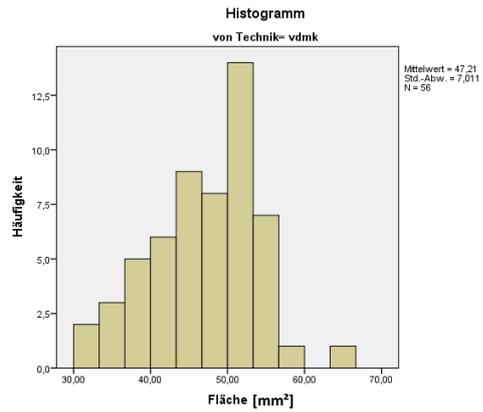
b) Variante

Abbildung 45 - Histogramme für die Elastizität [%]

Querschnittsfläche A [mm^2]



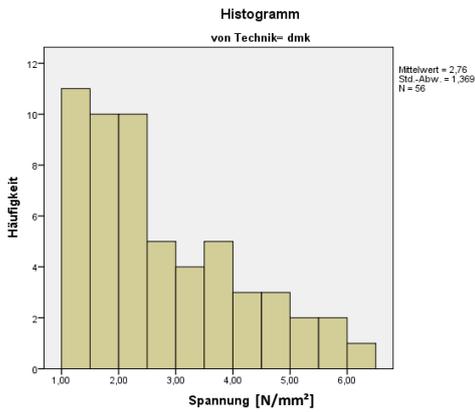
a) Kessler



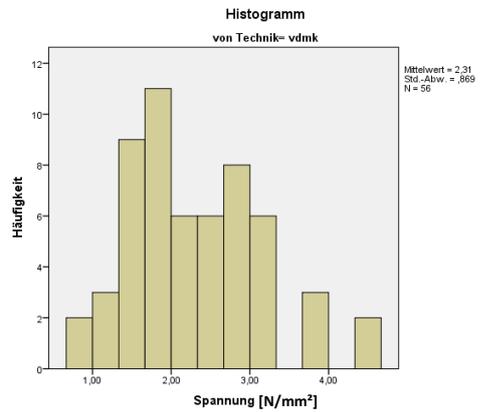
b) Variante

Abbildung 46 - Histogramme für die Querschnittsfläche A [mm^2]

Spannung σ [N/mm^2]



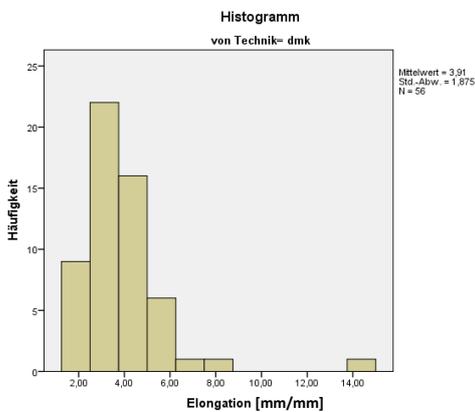
a) Kessler



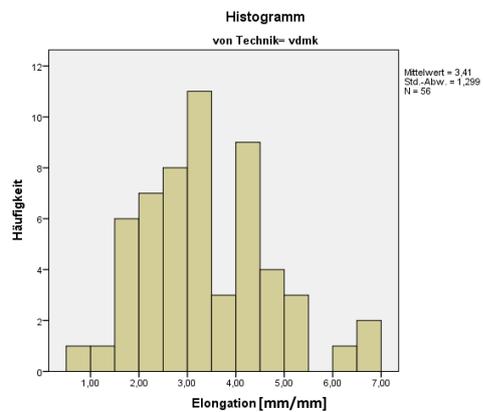
b) Variante

Abbildung 47 - Histogramme für die Spannung σ [N/mm^2]

Elongation ε [mm/mm]



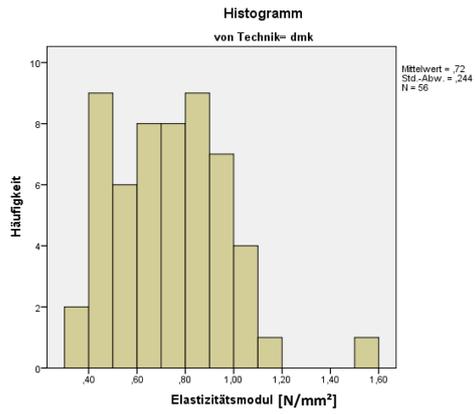
a) Kessler



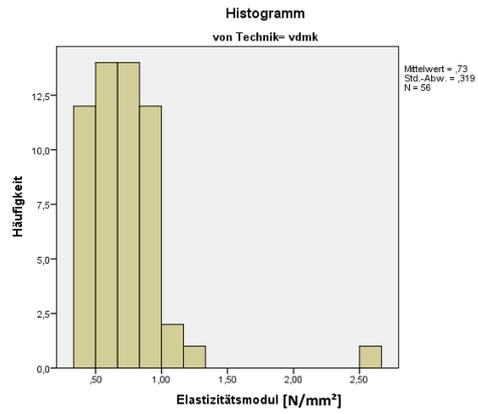
b) Variante

Abbildung 48 - Histogramme für die Elongation ε [mm/mm]

Elastizitätsmodul E [N/mm²]



a) Kessler



b) Variante

Abbildung 49 - Histogramme für den Elastizitätsmodul E [N/mm²]

7.3. TABELLEN ZUR DESKRIPTIVEN STATISTIK

Tabelle 18 - Messwerttabelle für Mittelwerte \bar{x} und Standardabweichung SD

| $\bar{x} \pm SD$ | Technik | |
|--|----------------|----------------|
| | Kessler | Variante |
| F_{max} [N] | 260,66 ± 45,98 | 346,13 ± 63,36 |
| F_{3mm} [N] | 108,16 ± 52,23 | 107,39 ± 38,99 |
| Fläche A [mm ²] | 40,40 ± 8,08 | 47,21 ± 7,01 |
| Steifigkeit [N/mm] | 10,31 ± 2,45 | 10,73 ± 1,78 |
| Setzverhalten [%] | 70,15 ± 6,02 | 72,61 ± 4,07 |
| Elastizität [%] | 79,76 ± 5,31 | 80,51 ± 4,42 |
| Spannung σ [N/mm ²] | 2,76 ± 1,36 | 2,31 ± 0,86 |
| Elongation ϵ [mm/mm] | 3,91 ± 1,86 | 3,41 ± 1,29 |
| Elastizitätsmodul E [N/mm ²] | 0,72 ± 0,24 | 0,73 ± 0,32 |

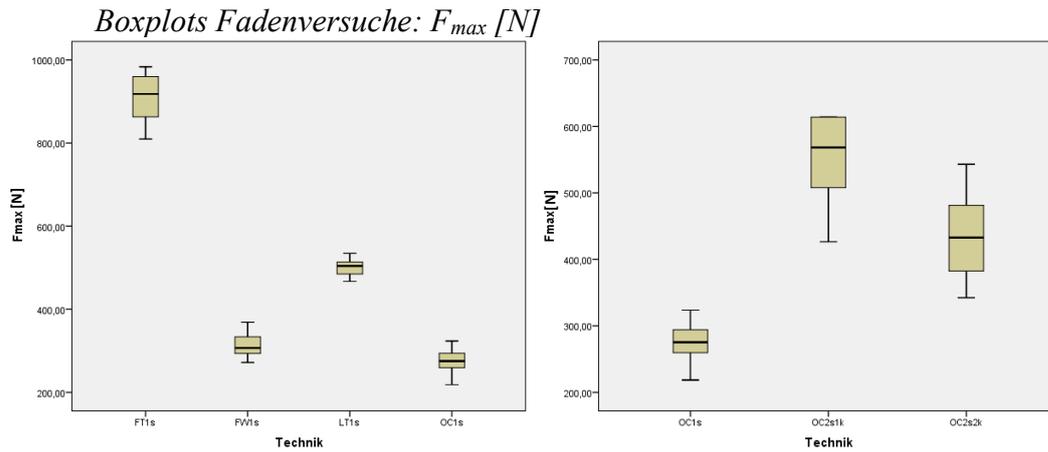
Tabelle 19 - Messwerttabelle für Mediane \tilde{x}

| \tilde{x} | Technik | |
|--|---------|----------|
| | Kessler | Variante |
| F_{max} [N] | 257,50 | 349,50 |
| F_{3mm} [N] | 86,55 | 93,55 |
| Fläche A [mm ²] | 38,44 | 47,97 |
| Steifigkeit [N/mm] | 9,82 | 11,04 |
| Setzverhalten [%] | 70,80 | 73,30 |
| Elastizität [%] | 80,28 | 80,76 |
| Spannung σ [N/mm ²] | 2,31 | 2,17 |
| Elongation ϵ [mm/mm] | 3,53 | 3,27 |
| Elastizitätsmodul E [N/mm ²] | 0,74 | 0,69 |

Tabelle 20 - Messwerttabelle für Minima und Maxima

| Min / Max | Technik | |
|--|---------------|---------------|
| | Kessler | Variante |
| F_{max} [N] | 160 - 380 | 461 - 220 |
| F_{3mm} [N] | 43 - 253,70 | 42,9 - 197,1 |
| Fläche A [mm ²] | 23,59 - 69,55 | 30,32 - 66,11 |
| Steifigkeit [N/mm] | 6,33 - 17,34 | 7,00 - 15,27 |
| Setzverhalten [%] | 51,20 - 80,90 | 53,30 - 79,10 |
| Elastizität [%] | 65,32 - 91,14 | 67,67 - 87,14 |
| Spannung σ [N/mm ²] | 1,02 - 6,35 | 0,83 - 4,45 |
| Elongation ϵ [mm/mm] | 1,46 - 14,03 | 0,94 - 6,90 |
| Elastizitätsmodul E [N/mm ²] | 0,30 - 1,57 | 0,36 - 2,51 |

7.4. ERGEBNISSE DER TESTS AM FADENMATERIAL



a) Nach Fadenmaterial

b) Nach Technik (s=Stränge, k=Knoten)

Abbildung 50 - Boxplots für die F_{max} [N] der Fadenversuche, links: nach Fadenmaterial, rechts nach Nahttechnik
 FT = FiberTape®, FW=FiberWire®, LT=LabralTape®, OC=Orthocord®, s=Stränge, k=Knotenzahl

Histogramm der Fadenversuche: F_{max} [N] nach Fadenmaterial

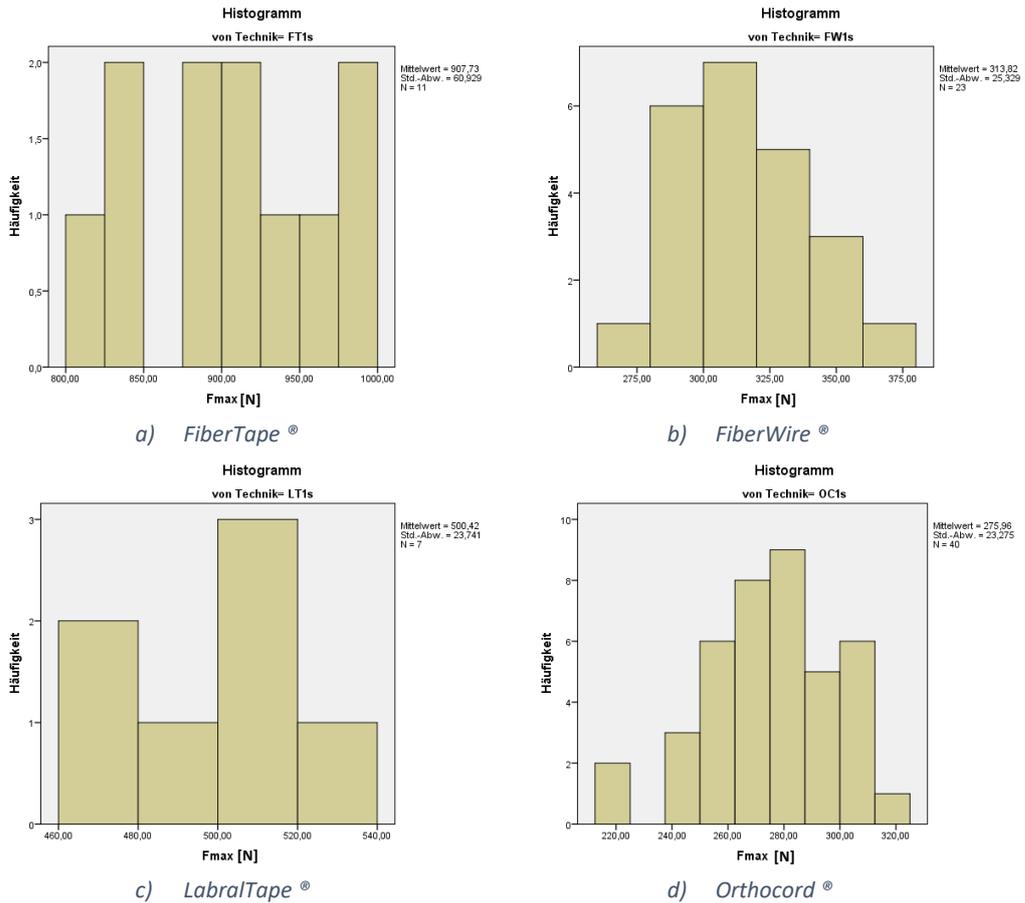


Abbildung 51 - Histogramme für die F_{max} [N] der Fadenversuche (nach Fadenmaterial):
 li. oben FiberTape® (FT), re. oben FiberWire®, (FW), li. unten LabralTape® (LT), re. unten
 Orthocord® (OC), einsträngig mit einem fünffachen chirurgischen Knoten

Histogramm der Fadenversuche: F_{max} [N] nach Nahttechnik

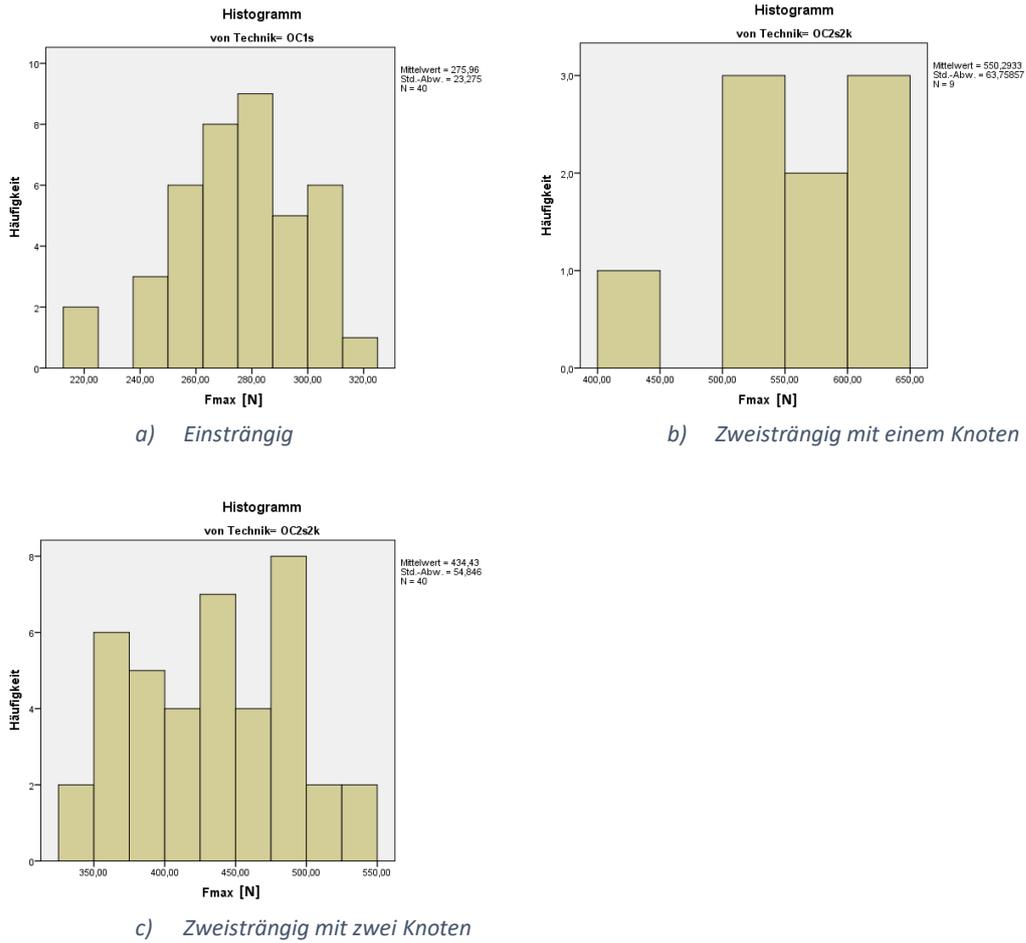


Abbildung 52 - *Histogramme für F_{max} [N] der Fadenversuche für Orthocord® geordnet nach Technik: li. Oben: einsträngig mit einem Knoten, re. oben: zweisträngig mit einem Knoten, unten: zweisträngig mit zwei Knoten, (s=Stränge, k= Knotenzahl)*

7.5. TABELLEN MIT MESSWERTEN FÜR F_{MAX} [N] DER FADENVERSUCHETabelle 21 - Tabelle mit Messwerten für F_{max} [N] der Fadenversuch

| Nr. | F_{max} [N] | | | | | |
|-----|---------------|------------|-------------|------------------|--------------------|--------------------|
| | FiberTape® | FiberWire® | LabralTape® | Orthocord® 1s | Orthocord® 2s1k | Orthocord® 2s2k |
| 1 | 280,26 | 978,32 | 534,58 | 241,85 | 528,13 | 368,08 |
| 2 | 336,57 | 835,72 | 466,93 | 273,01 | 614,18 | 434,68 |
| 3 | 286,31 | 973,58 | 495,90 | 280,87 | 507,87 | 420,12 |
| 4 | 293,05 | 838,00 | 516,36 | 256,42 | 426,54 | 430,99 |
| 5 | 304,80 | 888,15 | 510,82 | 267,78 | 506,92 | 383,66 |
| 6 | 368,99 | 918,24 | 504,32 | 282,39 | 614,05 | 479,44 |
| 7 | 318,81 | 809,78 | 474,05 | 258,75 | 572,61 | 489,73 |
| 8 | 291,40 | 946,49 | | 258,00 | 614,06 | 488,22 |
| 9 | 282,68 | 983,70 | | 248,95 | 568,28 | 520,15 |
| 10 | 303,99 | 892,51 | | 266,15 | | 430,98 |
| 11 | 322,73 | 920,52 | | 267,18 | | 481,43 |
| 12 | 271,92 | | | 223,56 | | 411,45 |
| 13 | 344,09 | | | 260,50 | | 526,05 |
| 14 | 338,09 | | | 283,38 | | 454,82 |
| 15 | 349,38 | | | 310,90 | | 508,29 |
| 16 | 319,92 | | | 270,36 | | 363,93 |
| 17 | 304,97 | | | 296,52 | | 347,83 |
| 18 | 306,92 | | | 265,70 | | 440,67 |
| 19 | 324,83 | | | 293,63 | | 440,62 |
| 20 | 330,74 | | | 302,96 | | 419,16 |
| 21 | 300,46 | | | 249,87 | | 481,21 |
| 22 | 342,62 | | | 298,33 | | 374,25 |
| 23 | 294,32 | | | 276,71 | | 375,50 |
| 24 | | | | 287,38 | | 497,00 |
| 25 | | | | 218,62 | | 485,33 |
| 26 | | | | 267,40 | | 496,64 |
| 27 | | | | 294,71 | | 428,87 |
| 28 | | | | 300,87 | | 359,60 |
| 29 | | | | 281,30 | | 369,47 |
| 30 | | | | 302,50 | | 382,51 |
| 31 | | | | 275,08 | | 543,04 |
| 32 | | | | 309,97 | | 465,52 |
| 33 | | | | 323,64 | | 382,38 |
| 34 | | | | 310,60 | | 418,20 |
| 35 | | | | 268,84 | | 468,31 |
| 36 | | | | 289,71 | | 371,15 |
| 37 | | | | 284,63 | | 470,90 |
| 38 | | | | 256,94 | | 388,57 |

| | FiberTape® | FiberWire® | LabralTape® | Orthocord® 1s | Orthocord® 2s1k | Orthocord® 2s2k |
|-------------|------------|------------|-------------|------------------|--------------------|--------------------|
| 39 | | | | 256,64 | | 436,00 |
| 40 | | | | 275,69 | | 342,38 |
| \bar{x} | 313,82 | 907,73 | 500,42 | 275,96 | 550,29 | 434,43 |
| SD | 24,77 | 58,09 | 21,98 | 22,98 | 60,11 | 54,16 |
| \tilde{x} | 306,92 | 918,24 | 504,32 | 275,39 | 568,28 | 432,84 |
| Min | 271,92 | 809,78 | 466,93 | 218,62 | 426,54 | 342,38 |
| Max | 368,99 | 983,70 | 534,58 | 323,64 | 614,18 | 543,04 |

8. ERKLÄRUNG ZUM EIGENANTEIL

Ich erkläre hiermit von Eides statt, die vorliegende Dissertation selbst verfasst zu haben, keine anderen als die ausdrücklich bezeichneten Quellen und Hilfsmittel benutzt und wörtlich oder inhaltlich übernommene Stellen als solche gekennzeichnet zu haben. Unterstützungsleistungen, die ich durch andere Personen erhalten habe, wurden in der Dissertationsschrift als solche benannt. Die Arbeit wurde bisher weder im In- noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form in einem anderen universitären Prüfungsverfahren vorgelegt. Die Studie wurde in Zusammenarbeit mit Prof. Dr. med. Atesch Ateschrang, Oberarzt und Sektionsleiter der Sporttraumatologie und arthroskopischen Chirurgie der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik Tübingen erstellt und die Forschungsfrage formuliert. Der Versuchsaufbau und das Testprotokoll wurden aus der Habilitationsschrift „Operative Behandlungsprognose der Achillessehnenruptur und Validierung eines neuartigen biomechanisch-optischen Messverfahrens“ (2014) von Herrn Prof. Dr. med. Ateschrang übernommen.

Die Fallzahlplanung wurde auf Basis von selbst durchgeführten Vorversuchen und in Zusammenarbeit mit dem Institut für klinische Epidemiologie und angewandte Biometrie (Leiter Prof. Dr. rer. nat. Peter Martus) durchgeführt. Die Sehnennähte wurden selbst durchgeführt. Während der Versuche wurde durch Aram Temelci (Mitglied der Arbeitsgruppe Biomechanik) die Dokumentation der Versuchsergebnisse übernommen. Die Sehnenpräparation, sowie die Berechnung und Beurteilung der Dehiszenzkraft wurden gemeinsam mit Aram Temelci durchgeführt. Die Ergebnisse der Versuche am Fadenmaterial wurden aus den gemeinsamen Versuchen der Arbeitsgruppe entnommen.

Die Auswertung der Ergebnisse in Bezug auf die deskriptive Statistik wurde selbst durchgeführt. Die schließende Statistik wurde schließlich mit Unterstützung durch das Institut für klinische Epidemiologie und angewandte Biometrie ausgearbeitet. Zusätzlich wurde hier Herr Marco Kremer beratend tätig.

Die Literaturrecherche und deren Aufbereitung sowie die Diskussion der Ergebnisse im Hinblick auf Erkenntnisse anderer Autoren wurde selbst durchgeführt. Die abschließende Zusammenfassung wurde ebenfalls eigenständig formuliert.

Berlin, 06.09.2019

9. DANKSAGUNG

Mein Dank gilt in erste Linie meinem Doktorvater Prof. Dr. med. Atesch Ateschrang. Er gab mir die Möglichkeit, von ihm implementierte und bewährte Arbeitsabläufe zu übernehmen und auf ein neues biomechanisches Thema anzuwenden. Er war während der unterschiedlichen Phasen dieser Arbeit Ideengeber, Motivator und Lenker. Er gab inhaltliche Anregungen, ließ aber auch alle Freiheiten in der Verwirklichung der Versuchsreihe. Zusätzlich ermöglichte er es uns, die infrastrukturellen Möglichkeiten der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik und im Speziellen der biomechanischen Forschungswerkstatt in vollem Umfang zu nutzen.

Weiterhin möchte ich ganz herzlichen Dank an Herrn Dr. med. Christoph Salewski richten. Er führte die Arbeitsgruppe in die biomechanische Versuchsarbeit ein und wirkte vor allem in der Anfangsphase betreuend an den Sehnenversuchen mit. Das Gelingen dieser Arbeit ist nicht zuletzt seinem Rat und seiner Expertise geschuldet.

Darüber hinaus möchte ich mich bei Frau Aline Naumann und dem Institut für klinische Epidemiologie und angewandte Biometrie in Tübingen bedanken. Sie unterstützte uns in der Fallzahlplanung und gab die entscheidenden Hinweise für ein Gelingen der statistischen Auswertung der Versuchsreihe. In diesem Zusammenhang möchte ich Herrn Marco Kremer einen besonderen Dank aussprechen. Zum Zeitpunkt, als die statistische Auswertung zu scheitern drohte, half er mit seinem statistischen Verständnis und zeigte, dass auch in scheinbar schwierigen Situationen eine sinnvolle und logische Lösung möglich ist.

Der größte Dank jedoch geht an meine Familie. Ich danke meinen Eltern, die den Ehrgeiz und die Wissbegier in mir gefördert und mich mit Liebe und viel Zuwendung erzogen haben. Ich danke meinem Bruder für seine Unterstützung. Ich danke meinen Freunden und Studienkollegen für die vielen großartigen Jahre. Sie alle halfen mir auch durch schwere Zeiten, indem Sie mich in meinen Zielen immer wieder bestärkten. Ohne sie alle wäre ich weder was noch wer ich heute bin.

Und ich danke meiner wundervollen und bezaubernden Partnerin - für den großen Verzicht, die Geduld, unendliche Care-Pakete, die viele Liebe und das größte Geschenk, welches man einem Mann machen kann.